

AUSWIRKUNG EINER BIOMECHANISCH OPTIMIERTEN
PEDALFÜHRUNG AUF DIE
AKTIVIERUNGSSCHARAKTERISTIKA DER BEINMUSKULATUR
BEIM FAHRRADFAHREN

Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades

doctor medicinae (Dr. med.)

**vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Schiller-Universität Jena**

**von Moritz Benjamin Rau
geboren am 27.09.1984 in Füssen**

Gutachter

- 1. PD Dr. Christoph Anders, Jena**
- 2. Prof. Dr. Frank Richter, Jena**
- 3. PD Dr. Wolfgang Laube, Rankweil/Österreich**

Tag der öffentlichen Verteidigung: 03.12.2013

Abkürzungsverzeichnis

μ	Mikro
°	Grad
A/D	Analog-Digital
bit	engl.: binary digit (Binäre Einheit)
BMI	body mass index
cm	Zentimeter
EKG	Elektrokardiogramm
EMG	Elektromyographie
fdr	false discovery rate
Hz	Hertz
Kg	Kilogramm
KG	Körpergewicht
km/h	Kilometer pro Stunde
KRD	kritische Rangzahldifferenz
li	links
M.	latein.: Muskel
Mm.	latein.: plural Muskel
min	Minute
MRT	Magnetresonanztomographie
ms	Millisekunde
MUAP	engl.: Motor Unit Action Potential
n	Fallzahl
NEMG	Nadelelektromyographie
ob.	oberes
OEMG	Oberflächenelektromyographie
OS	Oberschenkel
p	Signifikanzniveau
prox.	proximal

re	rechts
rel.	relative
RMS	engl.: root mean square
s	Sekunde
SENIAM	Surface EMG for the non invasive assessment of muscles
SIAS	Spina iliaca anterior superior
SIPS	Spina iliaca posterior superior
U	Umdrehung
u.	und
unt.	unteres
v	Geschwindigkeit
V	Volt
W	Watt

Untersuchte Muskulatur

AM	M. adductor magnus
BF	M. biceps femoris
Gcl	M. gastrocnemius lateralis
Gcm	M. gastrocnemius medialis
Gmax	M. gluteus maximus
Gmed	M. gluteus medius
PL	M. peroneus longus
RF	M. rectus femoris
Sol	M. soleus
STM	M. semitendinosus
TA	M. tibialis anterior
VM	M. vastus medialis
VL	M. vastus lateralis

Inhaltsverzeichnis

1	Zusammenfassung	1
2	Einleitung	3
2.1	Motivation	3
2.2	Biomechanik des Kniegelenks.....	3
2.2.1	Anatomie des Kniegelenks.....	3
2.2.2	Funktion des Femorotibialgelenks	4
2.3	Besonderheiten beim Fahrradfahren.....	5
2.3.1	Das Verhalten der Muskulatur bei der Pedalumdrehung	7
2.4	Oberflächenelektromyographie	10
3	Ziele der Arbeit	12
4	Material und Methodik	14
4.1	Probanden	14
4.2	Material.....	14
4.3	Messungen	16
4.3.1	Belastungsstufen.....	16
4.3.2	Randomisierung	16
4.3.3	Ruhemessungen.....	16
4.3.4	Dynamische Messungen.....	17
4.3.5	Die Untersuchte Muskulatur	18
4.3.6	Messmethode.....	19
4.4	Datenauswertung	19
4.5	Auswertungsparameter	19
4.5.1	Zeitunabhängige Parameter.....	20
4.5.2	Zeitabhängige Parameter.....	20
4.6	Statistische Auswertung	20
5	Ergebnisse	22
5.1	Varianzanalyse.....	22
5.1.1	ANOVA Mittelwert Maps.....	24
5.1.2	ANOVA Range Maps	26
5.2	Zeitunabhängige Werte.....	28
5.2.1	Einfluss der Pedalart auf die Muskulatur	28
5.2.2	Einfluss des Geschlechts auf die Muskelaktivität	29
5.2.3	Lastabhängigkeit zeitunabhängiger Parameter.....	34
5.2.4	Geschwindigkeitsabhängigkeit zeitunabhängiger Parameter.....	38
5.3	Zeitabhängige Werte.....	41
5.3.1	Muskelaktivität während der Pedalumdrehung.....	41
5.3.2	Lasteinfluss auf die zeitabhängigen Daten.....	49
6	Diskussion	62
6.1	Die Muskelaktivität während der Pedalumdrehung	62
6.1.1	Die Muskelaktivitätsdauer während der Pedalumdrehung im Pedalvergleich.....	62
6.2	Veränderte Aktivität der Bein- und Hüftmuskulatur bei der Kniestreckung.....	67
6.2.1	M. peroneus longus	67
6.2.2	M. gastrocnemius	67

6.3	Verminderung der Muskelaktivität der Extremitätenmuskulatur von distal nach proximal im Pedalvergleich	68
6.4	Geschlechterunterschiede beim Fahrradfahren	68
6.5	Geschwindigkeitseinfluss auf die Muskelaktivität	70
6.6	Lasteinfluss auf die Muskelaktivität	71
6.7	M. gluteus medius	71
7	Schlussfolgerung	73
8	Anhang	76
8.1	Ehrenwörtliche Erklärung	76

1 Zusammenfassung

Das Fahrradfahren, die beliebteste Sportart der Deutschen, kann erhebliche Verletzungsrisiken mit sich bringen. Beginnend ab der Stufe des ambitionierten Freizeit-Radsports treten oft Überlastungsreaktionen im Bereich des Kniegelenks auf, welche am ehesten auf eine Inkongruenz zwischen dreidimensionaler Gelenkmechanik des Kniegelenks und der lediglich zweidimensionalen Mechanik der Pedalbewegung zurückzuführen sind. Um einen effizienten „runden Tritt“ während der Pedalumdrehung zu ermöglichen, werden im Radsport Klick-Pedale verwendet, welche eine kontinuierliche kraftschlüssige Verbindung zwischen Fuß und Pedale herstellen und somit zu Überlastungsverletzungen führen können, da das Kniegelenk aufgrund der Anatomie nicht nur die bekannte obligate Schlussrotation bei der Streckung des Gelenks, sondern vielmehr eine kontinuierliche Außenrotation der Tibia gegenüber dem Femur während der kompletten Extension aufweist.

Das in der vorliegenden Untersuchung verwendete Testpedal (BioConform GmbH Jena) vollzieht die beschriebene kontinuierliche Außenrotation während der Beinstreckung nach, um dieses funktionell-anatomische Inkongruenzproblem zu lösen.

Es war das Ziel dieser Untersuchung, Unterschiede in der Muskelaktivierung zwischen dem Testpedal sowie einem herkömmlichen Pedal mit Fixierung des Fußes festzustellen. Gleichzeitig wurde untersucht inwieweit geschlechtsspezifische Unterschiede erkennbar sind, sowie, ob Unterschiede bei steigender Belastung in der Muskelaktivierung und in den muskulären Koordinationsmustern zwischen dem Test- und einem Vergleichspedal feststellbar sind.

Auf einem Ergometer wurden 30 gesunde Probanden (14 Frauen, 16 Männer) in 9 Last- und Umdrehungskombinationen ($1,0/1,5/2,0 \text{ W/kgKG} - 60/80/100 \text{ U/min}$) im Pedalvergleich untersucht. Die Muskelaktivität wurde an beiden Extremitäten von 13 Beinmuskeln abgeleitet. Die dynamische Datenauswertung umfasste zunächst die Bildung von Kennwerten ohne zeitlichen Bezug (zeitunabhängige Daten). Weiterhin wurde eine zeitabhängige Analyse der Amplitudenverlaufskurven sowie die Muskelkoordinationsmuster über die zeitnormierte Pedalumdrehung betrachtet.

Es zeigte sich zunächst, dass unabhängig vom Pedaltyp das Lastniveau sowie die Umdrehungsfrequenz unterschiedliche Auswirkungen auf die Muskulatur haben. Die zeitunabhängigen Daten zeigen, dass eine Lastabhängigkeit aller untersuchten Muskulatur bei beiden Pedalen besteht, jedoch eine größere Lastabhängigkeit des Oberschenkels gegenüber dem Unterschenkel vorherrscht. Im Gegensatz dazu beeinflusst die Umdrehungsfrequenz die Unterschenkelmuskulatur stärker. Bei Betrachtung der zeitabhängigen Werte werden deutliche Unterschiede in der Muskelamplitude zwischen den Pedalen in den Muskeln **Gluteus medius**, **Biceps femoris**, **Peroneus longus** sowie **Gastrocnemius lateralis** ersichtlich. Im **M. gluteus medius** ruft das Testpedal ein verändertes Koordinationsmuster hervor. Die Laststeigerung bewirkt im Testpedal eine harmonischere Aktivitätszunahme in den Muskeln **Gluteus maximus**, **Gluteus medius**, **Rectus femoris**, **Biceps femoris** sowie **Semitendinosus**.

Aufgrund der lateralen Auslenkung des Testpedals reagiert der **M. peroneus longus** mit einem verzögerten Ansprechen. Weiterhin wird der **M. gastrocnemius lateralis** weniger beansprucht, was auf eine verminderte Valgisierung und somit auf eine gesenkte Krafteinwirkung im Kniegelenk hindeutet. Weiterhin wird bei steigender Last der **M. gastrocnemius medialis** nicht so stark beansprucht, ein weiterer Hinweis auf die kniegelenksschonende Wirkung des Testpedals. Die Nutzung des Testpedals bewirkt bei Männern eine höhere Aktivität in der Unterschenkelmuskulatur. Der **M. gluteus medialis** wird durch das untersuchte Pedal stärker als Hüftstabilisator gefordert.

Durch die Nutzung des neuartigen Pedals kann eine kniegelenksschonende Wirkung unter Beibehalt der festen Fuß-Pedal-Verbindung und der daraus resultierenden Krafteffizienz erreicht werden. Zusammen mit der vermehrten Aktivität der Oberschenkelmuskulatur kann somit ein Nutzen speziell im rehabilitativen Bereich erzielt werden. Weiterhin werden anhand dieser Studie Kenntnisse zu Muskelaktivität, Muskelkoordination, Muskelaktivitätsdauer und Unterschiede zwischen den Geschlechtern beim Fahrradfahren beschrieben, welche als Ergänzung zu bisherigen Untersuchungen dienen.

2 Einleitung

2.1 *Motivation*

Laut einer Studie der Gesellschaft für Konsumforschung ist das Fahrradfahren die beliebteste Sportart der Deutschen (Eisenblätter 2010). Ob als Mountainbike, Rennrad, Stadtfahrrad oder als Rehabilitationsgerät ist das Fahrrad im Beruf wie auch in der Freizeit sehr populär. Im Vergleich zu anderen Sportarten, wie beispielsweise dem Laufsport, gilt es als Gelenk schonend, weil der Körper nicht immer wiederkehrenden stoßartigen Belastungen ausgesetzt wird, die zu Verletzungen im Bereich der Gelenke führen können. Radfahren ermöglicht somit einer großen Zielgruppe, sich aktiv zu bewegen.

Dennoch ist auch das Fahrradfahren nicht frei von Verletzungsrisiken. Abgesehen von Sturzverletzungen treten besonders im ambitionierten Radsport Überlastungsreaktionen im Bereich des Kniegelenks auf. Unter der Begrifflichkeit des so genannten „Cyclist’s Knee“ sind verschiedene Verletzungen einzelner Strukturen des Kniegelenks aufgeführt, welche auf die Überlastung beim Fahrradfahren zurückzuführen sind (Pruitt 1988). Die Ursache dafür liegt am ehesten in der Inkongruenz zwischen dreidimensionaler Gelenkmechanik des Kniegelenks und der lediglich zweidimensionalen Mechanik der Pedalbewegung.

2.2 *Biomechanik des Kniegelenks*

2.2.1 Anatomie des Kniegelenks

Das Kniegelenk ist das größte Gelenk des menschlichen Organismus (Moll und Moll 2002). Es setzt sich aus den Kontaktpunkten der Knochen Femur, Tibia und Patella zum Femorotibial- und dem Femoropatellargelenk zusammen. Diese zwei Gelenke werden von einer Gelenkkapsel umschlossen, weshalb das Kniegelenk außerhalb von Fachkreisen als ein Gelenk wahrgenommen wird. Die Gelenke werden von einem Bandapparat unterstützt, der zusammen mit verschiedenen Muskeln das Knie vor übermäßigen Bewegungen schützt. Die Kreuzbänder verbinden das Femur und die

Tibia und stabilisieren durch ihre Spannung in unterschiedlichen Stellungen das Femorotibialgelenk. Seitlich der kondylären Anteile des Gelenks verhindern die Kollateralbänder Ab- und Adduktionsbewegungen (seitliches Abspreizen und Heranführen des Beines).

Die Menisken, bestehend aus Faserknorpel und Bindegewebe befinden sich auf dem medialen und lateralen Kondylus der Tibia. Sie stellen eine Barriere zu den Kondylen des Femurs dar und fungieren gleichzeitig als Gelenkpfanne, womit sie dem Femur das Abrollen und Abgleiten ermöglichen (Benninghoff und Drenckhahn 2003). Durch ihre dämpfende Wirkung können Belastungen von bis zu dem 6-fachen des Körpergewichts abgefangen werden (Tillmann 1998).

Die Patella mit der ihr verbundenen Quadrizepssehne ist anatomisch gesehen ein Sesambein. Ihre Aufgabe besteht in der optimalen Ausrichtung des Winkels der Quadrizepsmuskulatur auf die Tibia. Dadurch kann eine größere Kraftentfaltung auf den Unterschenkel während der Streckung (Extension) des Gelenks ausgeübt werden (Benninghoff und Drenckhahn 2003).

2.2.2 Funktion des Femorotibialgelenks

Das Femorotibialgelenk ist ein Drehscharniergelenk welches 5 Freiheitsgrade (Anterior-Posterior, Medial-Lateral, Kompression-Traktion, Extension-Flexion, Rotation) aufweist. Jedoch werden durch den Einsatz des Bandapparates und der Muskulatur die meisten dieser Freiheitsgrade eingeschränkt beziehungsweise verhindert. Die Ischiokrural- und Quadrizepsmuskulatur ermöglichen eine aktive Beugung von maximal 120° (Benninghoff und Drenckhahn 2003). Eine passive Beugung ist bis zu 160° möglich, da ab 140° Flexion der Kontakt zwischen Femur und Tibia aufgehoben ist, und daher keine muskuläre Kraft mehr ausgeübt werden kann (Freeman und Pinskerova 2005). Die Flexion wird durch ein dorsales Abrollen des Femurs auf den Menisken aus der Position 0° bis 25° durchgeführt. In der Fortführung der Flexion kommt es zu einem Abdrehen des Femurs auf einem Punkt. Die leicht unterschiedliche Anatomie der Femurkondylen bedingt dabei eine stärkere Roll- und geringere Drehbewegung des lateralen im Vergleich zum medialen Kondylus.

Die Physiologie des Bandapparates ermöglicht im Femorotibialgelenk nur im gebeugten Zustand eine Rotation, da hier ein Großteil der Bänder entspannt ist. Weiterhin befindet sich im gebeugten Zustand die für die Rotation zuständige Muskulatur senkrecht zur Tibia. Durch diesen Winkel wird ein optimales Drehmoment erreicht, womit eine aktive Außenrotation von bis zu 30° und eine Innenrotation von bis zu 10° möglich sind.

Die anatomischen Gegebenheiten der Femurkondylen sowie der Spannungszustand des vorderen Kreuzbandes bedingen weiterhin eine so genannte Schlussrotation während der Extension. Hierbei kommt es in der Endstreckung zu einer obligaten Außenrotation von 5°-10°. Gleichzeitig befinden sich die Kollateralbänder in einem gespannten Zustand. Dies ermöglicht eine stabile Stellung des Knies. Um eine anschließende Beugung durchzuführen, ist eine Rückführung der Schlussrotation nötig (Benninghoff und Drenckhahn 2003).

MRT Untersuchungen haben jedoch ergeben, dass die Schlussrotation das Bewegungsausmaß nur unzureichend beschreibt, da während der Extension eine kontinuierliche Außenrotation der Tibia gegenüber dem Femur stattfindet. Diese Rotation im Bereich 10°-90° Flexion kann unterdrückt werden, indem die Tibia in ihrer maximalen Außenrotationsstellung verharrt. In der weiteren Flexion (90°-120°) wird die Außenrotation jedoch obligatorisch (Freeman und Pinskerova 2005).

2.3 Besonderheiten beim Fahrradfahren

Beim Fahrradfahren wird die Kraft der Bein-Muskulatur über den Fuß auf das Pedal und von dort über die Kette mechanisch auf das Hinterrad übertragen. Zur Orientierung: eine Pedalumdrehung umfasst eine Rotation von 360° (0° oberer Umkehrpunkt, 180° unterer Umkehrpunkt). Dabei wird eine Kraftausübung in der Umdrehungsphase 0°-180° durch eine Kombination von Schub- und Druckkräften auf das Pedal ausgeübt, da das Pedal sich auf einer Kreisbahn bewegt. Da im Allgemeinen keine feste Verbindung zwischen Fuß und Pedal besteht, kann bei der nun folgenden Aufwärtsbewegung vom Fuß keine weitere Kraftwirkung auf das Pedal ausgeübt werden. Die weiteren 180° Umdrehung werden demzufolge von dem gegenüberliegenden Bein durch die gleiche Schub- und Druckkraftauswirkung auf das Pedal ausgeführt (Schmidt 2007). Diese Art von Kraftübertragung auf das Fahrrad ist nicht effizient, da eine Kraftausübung auf das

Pedal in nur 50% der Umdrehung möglich ist. Beim alltäglichen Gebrauch eines Fahrrades ist diese Einschränkung hinnehmbar. Wird allerdings eine höhere Kraftausschöpfung aus einer Pedalumdhrehung erwartet, z.B. im Radsport, muss zur Kraftübertragung über die 50% hinaus eine feste Verbindung des Fußes mit dem Pedal hergestellt werden. Diese Variante der Fußbefestigung findet sowohl im ambitionierten Freizeit- als auch im professionellen Radsport Anwendung. Sie ermöglicht den Einsatz von Kräften während einer kompletten Pedalumdhrehung durch zusätzliche Zugkraft im aufwärtsstrebenden Pedal und steigert somit die Effizienz der Kraftübertragung, während gleichzeitig eine Entlastung der in der Abwärtsbewegung geforderten Muskulatur erfolgt (Mornieux et al. 2010). Durch gezieltes Training kann dadurch der sogenannte „runde Tritt“ beim Radfahren erreicht werden (Schmidt 2007).

Die Fixierung des Fußes auf dem Pedal wird durch einfache Methoden, wie beispielsweise einer den Fuß fest umschließenden Korbkonstruktion, oder durch aufwändigere Konstruktionen, wie z.B. die sogenannten Klick-Pedale, ermöglicht. Bei der letztgenannten Variante wird mittels einer einrastenden Fixierung an der Sohle des Radschuhs und einem korrespondierenden Aufbau auf dem Pedal eine feste Einheit gebildet. Trotz dieser Fixierung hat der Fahrer noch die Möglichkeit, den Fuß durch ruckartige Drehungen relativ rasch vom Pedal zu trennen. Die optimale Position der Fuß-Pedal-Verbindung befindet sich am Ballen des Vorfußes, da hier eine größtmögliche Kraftauswirkung der Bein- und Fußmuskulatur auf das Pedal erreicht wird (Gressmann 2002).

Dennoch ist diese Fixierung des Fußes auf dem Pedal nicht nur positiv zu bewerten. Einerseits wird dem Fahrradfahrer die schnelle Möglichkeit genommen, den Fuß vom Pedal zu nehmen um Balance zu halten. Hierdurch wird das Sturzrisiko erhöht. Andererseits werden durch die feste Verbindung des Fußes die natürlichen Rotationsbewegungen des Unterschenkels bei einer Streckung unterbunden. Diese Rotationskräfte des Unterschenkels werden einerseits durch die Muskulatur (Mm. semimembranosus et semitendinosus) unterdrückt (Gressmann 2002) und andererseits durch das Knie- und Sprunggelenk abgefangen.

Jedoch überwiegt der Vorteil der effizienten Kraftauswirkung eines „runden Tritts“, sodass mögliche Überlastungsverletzungen aufgrund von Klick-Pedalen in Kauf genommen werden.

2.3.1 Das Verhalten der Muskulatur bei der Pedalumdrehung

In der Vergangenheit sind bereits zahlreiche Studien in Bezug auf die Muskelrekrutierung während der Pedalumdrehung durchgeführt worden. Diese werden hier insbesondere im Hinblick auf den Aktivitätszeitpunkt sowie Dauer der Muskulatur erwähnt. Die jeweiligen in der Literatur beschriebenen Aktivitätszeitpunkte sind in Abbildung 2.1 grafisch dargestellt.

Um einen „runden Tritt“ zu erzielen müssen unterschiedliche Muskelgruppen zusammenwirken. Dabei ist zu beachten, dass während der Umdrehung des fest mit dem Fuß verbundenen Pedals eine Extension und Flexion des Hüft- und Kniegelenks mit einer Plantar- und Dorsalflexion des Fußgelenks sich abwechseln. Dabei wird die Abwärtsbewegung durch die Druckkraft und die Aufwärtsbewegung durch die Zugkraft geprägt. Während der Abwärtsbewegung wird hauptsächlich durch die Muskulatur des Oberschenkels sowie der Hüfte ein Kraftschub von 25° bis 160° ausgeübt (Gottschalk et al. 1989, Chapman et al. 2007), was zu einer Hüft- sowie Kniestreckung führt. Einen wesentlichen Anteil an diesem Kraftstoß hat der **M. gluteus maximus (Gmax)**, der in seiner Funktion als starker Hüftextensor seine Aktivität von 0° bis 130° entfaltet (Chapman et al. 2007, Moll und Moll 2002). Der **M. vastus lateralis (VL)** sowie der **M. vastus medialis (VM)**, beide Bestandteile des **M. quadriceps femoris**, beginnen ihre kniestreckende Aktivität kurz vor dem oberen Umkehrpunkt und tragen somit auch maßgeblich zu dem Kraftstoß während der Abwärtsbewegung bei (Chapman et al. 2007, Hirokawa 1991). Gemeinsam mit dem **M. rectus femoris (RF)**, einem weiteren wichtigen Bestandteil des Quadrizeps, der jedoch seine muskuläre Kraftentfaltung aufgrund seiner Zweigelenkigkeit schon bei 270° beginnt, beenden sie gemeinsam ihre Aktivität bei 90° (Chapman et al. 2007, Hirokawa 1991).

Der **M. adductor magnus (AM)** weist zu Beginn seiner Aktivität eine ähnliche Kraftentfaltung wie die Knieextensoren auf (Solomonow et al. 1988). Seine Funktion als Adduktor sowie Hüftextensor (Schünke et al. 2005) beginnt kurz vor dem oberen Umkehrpunkt (340°) und dauert, länger als die Muskelaktivität des Quadrizeps, bis in den aufwärtsstrebenden Abschnitt (270°) an. In diesem Verlauf sind dabei zwei Aktivitätsspitzen zu erwarten (Watanabe et al. 2009).

Während der Abwärtsbewegung findet auch mithilfe der Wadenmuskulatur eine Plantarflexion statt. Die **Mm. gastrocnemius lateralis (Gcl)** et **medialis (Gcm)** sind von 30° bis 270° aktiv und beteiligen sich, wiederum bedingt durch ihre Eigenschaft als zweigelenkige Muskeln, somit auch an der Aufwärtsbewegung der Pedalumdrehung (Gottschalk et al. 1989, Chapman et al. 2007). Der eingelenkige **M. soleus (Sol)**, auch Teil der Wadenmuskulatur ist im Gegensatz zu den **Mm. gastrocnemii** nur während der Abwärtsbewegung (45° - 135°) aktiv (Hug und Dorel 2009).

Unterstützt wird die Plantarflexion durch den **M. peroneus longus (PL)**, welcher über die Abwärtsbewegung hinaus auch in der beginnenden Aufwärtsbewegung leicht aktiv ist (Chapman et al. 2007, Ericson 1988, Chapman et al. 2008). Die hinteren zweigelenkigen Oberschenkelmuskeln **M. biceps femoris (BF)** sowie **M. semitendinosus (STM)** fungieren einerseits als Hüftstrecker und andererseits als Kniebeuger. Hier herrscht in den einzelnen Untersuchungen Uneinigkeit über deren Aktivitätsdauer. Unbestritten ist die Aktivitätsentfaltung während der kompletten Abwärtsbewegung (Dorel et al. 2008). Jedoch wurde durchaus auch Aktivität bis in den aufwärtsstrebenden Abschnitt beobachtet (Jorge und Hull 1986). Hierbei ist nochmals darauf hinzuweisen, dass alle hier aufgeführten Untersuchungen als Untersuchungsgrundlage eine feste Fuß-Pedal-Verbindung als Voraussetzung hatten.

Die zweite Hälfte der Pedalumdrehung ist von einer Zugkraft geprägt, wodurch es zu einer Beugung des Hüft- und Kniegelenks sowie einer Dorsalflexion des Sprunggelenks kommt. In der beginnenden Aufwärtsbewegung sind der **M. adductor magnus** (Watanabe et al. 2009) sowie der **M. gastrocnemius lateralis** als Muskel zu erwähnen, die hier noch Aktivität aufweisen (Jorge und Hull 1986, Hug und Dorel 2009). Erst später in der Aufwärtsbewegung wird ein regelrechter Zug am Pedal durch die Muskulatur, vornehmlich durch den **M. tibialis anterior (TA)** (aktiv von 280° bis 10°)(Jorge und Hull 1986), **M. rectus femoris** und der **Mm. vastii**, hervorgebracht (Hug und Dorel 2009).

Eine Sonderstellung während der kompletten Umdrehung hat der Hüftmuskel **M. gluteus medius (Gmed)**, der einerseits in der Literatur als stabilisierender Muskel der Hüfte, andererseits aber auch als Hüftextensor sowie Rotator des Ileofoemoralgelenks erwähnt wird (Gottschalk et al. 1989). Nur einzelne Untersuchungen haben diesen

Muskel während des Fahrradfahrens untersucht. So wird von einer Aktivität, die dem **M. gluteus maximus** ähnelt berichtet, jedoch mit einer verlängerten Aktivitätsdauer (345°-270°) (Ericson et al. 1985). Diese einzelnen Muskelgruppen haben jedoch nicht nur die Aufgabe Bewegungen auszuführen, sondern üben auch eine stabilisierende Funktion aus. Beispielshaft hierfür sind der **M. tibialis anterior** als Dorsalflexor des Fußes zusammen mit dem **M. peroneus longus**, der als Plantarflexor dient, die den sogenannten Steigbügel bilden. Dieser hält durch die beidseitige Umschließung der Mittelfußknochen das Quergewölbe des Fußes aktiv aufrecht (Moll und Moll 2002).

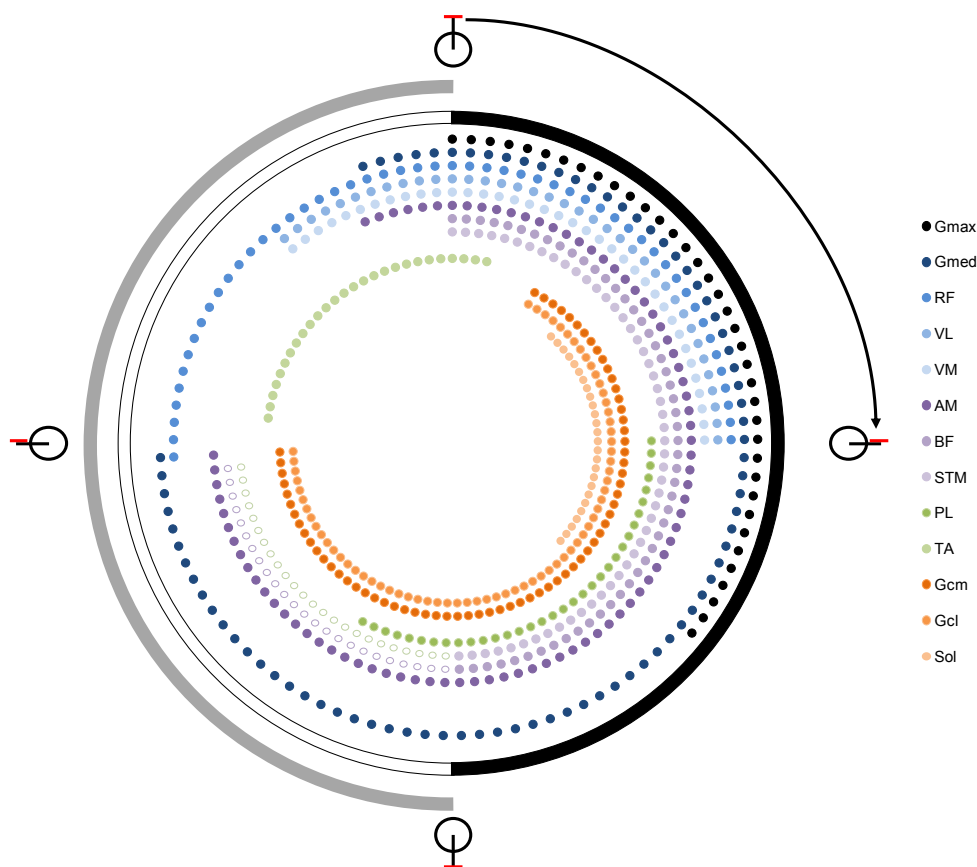


Abbildung 2.1: Muskelaktivitätsdauer ausgewählter Hüft- und Beinmuskulatur, wie sie in der Literatur beschrieben wird (Literaturangaben siehe Text). Der schwarze Halbkreis steht für die Abwärtsbewegung während der Pedalumdrehung, der graue respektive für die Aufwärtsbewegung. Farbige ausgefüllte Kreise stellen in der Literatur klar beschriebenen Aktivitäten der einzelnen Muskeln dar. Nicht ausgefüllte Kreise stellen die Muskelaktivität dar, über die in der Literatur Uneinigkeit herrscht.

Wie bereits erwähnt ist die Zugphase während einer Pedalumdrehung nicht zwingend erforderlich, da das gegenüberliegende Pedal, dass sich gleichzeitig in seiner

Abwärtsbewegung befindet, den Antrieb übernimmt. Die sogenannten Antigravitationsmuskeln, in diesem Fall die Muskulatur der Kniestrecker und Hüftstrecker, sind im Vergleich zu den Kniebeugern und Hüftbeuger stärker ausgeprägt. Sie können demnach in der Pedalabwärtsbewegung ihre größere Kraft entfalten. Jedoch ist die verhältnismäßig geringe Muskelaktivität in der Aufwärtsbewegung nicht zu unterschätzen. Einige Studien haben erwiesen, dass der gezielte Einsatz während der Zugphase eine größere Effizienz in der Pedalumdrehung hervorruft (Mornieux et al. 2010, Schmidt 2007).

2.4 Oberflächenelektromyographie

Die Elektromyographie (EMG) ist die Messung von myoelektrischen Signalen des Muskels, welche sich in zwei Anwendungsformen unterteilt. Mittels invasiver Nadeln wird die sogenannte Nadelelektromyographie (NEMG) zur Signalerfassung genutzt.

Eine zweite Variante der EMG ist die Oberflächenelektromyographie (OEMG), die Messung myoelektrischer Signale auf der Haut durch die Nutzung von Oberflächenelektroden.

Diese erfassten Signale stellen dabei ein Summenaktionspotential der quergestreiften Muskulatur dar, das durch die Überlagerung der Aktionspotentiale aller beteiligten motorischen Einheiten (MUAP = motor unit action potentials) zustande kommt. Aktionspotentiale werden durch eine Depolarisation der Muskelfasermembran mit anschließender Repolarisationsphase generiert. Diese Potentiale werden entlang der Muskelfasern fortgeleitet und führen schließlich zu einer Freisetzung von Calcium-Ionen, die letztlich die Interaktion der kontraktilen Proteine auslöst. Als Folge kommt es zu einer Muskelkontraktion. Diese Aktionspotential-Welle auf der Muskelfasermembran kann als EMG-Signal gemessen werden (Konrad 2005, Basmajian und Luca 1985).

Bei der OEMG kommt es durch Überlagerung der MUAP zu einem Interferenzsignal, das nicht die absolute Kraftentwicklung des Muskels darstellt (Lawrence und De Luca 1983), sondern lediglich die neuromuskuläre Ansteuerung wieder gibt, wodurch ein „direkter Blick in den Muskel“ ermöglicht wird (Konrad 2005).

In der Wissenschaft ist die Nutzung der OEMG für die Analyse der Oberflächenmuskulatur bei Sportuntersuchungen und Angewandter Physiologie als

Standardverfahren akzeptiert (Hug und Dorel 2009), da sie bei der Messung der Muskelaktivität Vorteile gegenüber der NEMG birgt (Marshall und Murphy 2003). Die NEMG nutzt invasive EMG-Nadeln um elektrische Signale ableiten zu können, wodurch Gefahren einer Infektion sowie Schmerzen nicht ausgeschlossen werden können. Im Gegensatz dazu ist die OEMG eine nicht-invasive Untersuchung, die diese Gefahren vermindert, und sich somit als Methode zur Untersuchung von gesunden Probanden eignet (Basmajian und Luca 1985). Nachteil ist, dass sich die OEMG nur für unmittelbar unter der Haut befindenden Muskeln eignet. Bewegungsartefakte bei dynamischen Untersuchungen sowie Muskeln, die von größeren Fettgewebeschichten überlagert sind, erschweren daher klare Ableitungen (Konrad 2005). Weiterhin müssen die Elektroden bei Studien des Bewegungsapparates ständig auf die Haftung auf der Haut überprüft und ggf. fixiert werden (Basmajian und Luca 1985).

Durch die SENIAM- Initiative (Surface EMG for the non invasive assessment of muscles) wurde eine Standardisierung für die Elektrodenwahl, deren genauer Platzierung sowie der Datenverarbeitung der abgeleiteten Signale entwickelt. Diese Standardisierung hat zum Ziel, eine Vergleichbarkeit wissenschaftlicher Arbeiten im Bereich der OEMG zu ermöglichen (Hermens et al. 2000).

Vorteilhaft für Bewegungsanalysen ist die bipolare Ableitung. Hierbei wird zwischen zwei Elektroden eine Potentialdifferenz als elektrisches Signal abgeleitet. Beide Elektroden werden dabei auf demselben Muskel aufgeklebt (Luca und Knaflitz 1992).

Mittels bipolarer OEMG ist somit eine umfangreiche Untersuchung der bereits erwähnten oberflächlichen Bein- und Hüftmuskulatur während des Fahrradfahrens möglich. Dadurch können Aussagen über die Muskelaktivität während einer Pedalumdrehung getroffen werden.

3 Ziele der Arbeit

Die Zielstellung der vorliegenden Untersuchung ist es, vergleichende Untersuchungen zum Aktivierungsgrad und Koordinationsmustern ausgewählter Bein- und Hüftmuskeln durch Nutzung eines Testpedals und eines herkömmlichen Pedals beim Fahrradfahren durchzuführen. Das Testpedal wurde mit der Zielstellung entwickelt, die kontinuierliche physiologische Außenrotation bei der Kniestreckung beim Fahrradfahren nachzuempfinden. Es soll insbesondere beurteilt werden ob:

1. Unterschiede in der Muskelaktivierung sowie muskulären Koordinationsmustern zwischen den Pedalen feststellbar sind.
2. Geschlechtsspezifische Unterschiede der Muskelaktivierung für die verwendeten Pedale nachweisbar sind, sowie, ob gleiche Belastungsniveaus zu unterschiedlichen Beanspruchungsniveaus bei Männern und Frauen führen.
3. Unterschiede bei steigender Belastung in der Muskelaktivierung sowie in den muskulären Koordinationsmustern zwischen den Pedalen feststellbar sind.

Durch diese Untersuchung sind aufschlussreiche Erkenntnisse über die muskuläre Beanspruchung und Aktivität während einer Pedalumdrehung zu erwarten, die bezüglich dem Einsatz dieses neuartigen Pedals im aktiven Radsport, sowie auch speziell im medizinisch rehabilitativen Bereich Relevanz haben.

Es lassen sich folgende Hypothesen formulieren:

- Aufgrund der biomechanisch optimierten Pedalführung ist eine veränderte Aktivität der Beinmuskulatur bei einer Kniestreckung zu finden.

- Durch die aktive Bewegung des neuartigen Pedals und die dadurch vermehrte passive Bewegung des Fußes sowie des Unterschenkels ist im Pedalvergleich eine Verminderung der Muskelaktivität von distal nach proximal zu erwarten.
- Aufgrund der heterogenen anatomischen und physiologischen Merkmale sind unterschiedliche Muskelaktivitäten zwischen Frauen und Männern zu finden.

4 Material und Methodik

4.1 Probanden

Die Untersuchung wurde an 30 Probanden durchgeführt, die sich zur freiwilligen Teilnahme bereit erklärt hatten. Für die Teilnahme waren Erfahrung beim Fahrradfahren sowie gute körperliche Fitness Voraussetzung.

In der nachfolgenden Tabelle sind zur Übersicht die Geschlechts- und Altersverteilung der Probanden dargestellt.

Tabelle 4.1: statistische Daten der an der Untersuchung teilnehmenden Probanden. Signifikante Unterschiede in U-Test $p < 0,05$ zw. Frauen und Männern sind fett gedruckt.

	Alter In Jahren	Gewicht in Kg	Größe in cm	BMI in Kg/m²
alle				
Median	25,0	69,0	172,0	22,8
ob. Quartil	28,0	77,0	179,8	23,9
unt. Quartil	23,0	21,25	169,5	21,3
Frauen (n=14)				
Median	25,5	59,0	168,5	21,3
ob. Quartil	34,0	62,8	170,0	22,9
unt. Quartil	23,25	56,3	163,25	20,3
Männer (n=16)				
Median	24,5	76,5	179,5	23,55
ob. Quartil	27,3	80,3	182,25	24,7
unt. Quartil	22,0	73,5	176,75	22,4
U-Test	0,077	<0,001	<0,001	0,005

4.2 Material

Bei Pedalen wird zwischen geführten (sog. Klick-Pedalen) und ungeführten Pedalen differenziert. Der Unterschied besteht darin, dass bei den geführten Pedalen der Fuß fest mit dem Pedal verbunden ist. Hierdurch wird die Freiheit des Fußes, sich auf dem Pedal zu bewegen, eingeschränkt. Die so genannten Klick-Pedale sind dadurch gekennzeichnet, dass der Fuß am Ballen fixiert ist. Der Nutzen liegt darin, dass die Kraftübertragung auf das Pedal durch die Fixierung optimiert wird, weil sie nicht nur in der Abwärtsbewegung erfolgt, sondern durch Zug auch in der Aufwärtsbewegung

möglich ist. Deswegen werden diese Pedale hauptsächlich im Hochleistungs- sowie im ambitionierten Freizeitsportbereich eingesetzt. Ungeführte Pedale erlauben eine freie Bewegung des Fußballens auf dem Pedal. Jedoch ist eine Kraftübertragung bei der Aufwärtsbewegung der Umdrehung nicht möglich, weshalb diese Art von Pedalen hauptsächlich beim Fahrradfahren im Nicht-Sportbereich Verwendung findet.

Das für die Untersuchung zur Verfügung gestellte neuartige Pedal wurde von der Firma BioConform GmbH Jena entwickelt und hergestellt. Das optimierte Pedal unterscheidet sich hinsichtlich der Mechanik von einem herkömmlichen Klick-Pedal, indem es am Fußballen eine seitliche Auslenkung des Fußes vorgibt. Diese wird durch einen Konus erreicht, der eine elliptische Laufbahn aufweist. Das Pedal wird in Abhängigkeit von der Position der Tretkurbel in eine kontinuierlich abwechselnde Transversalbewegung bewegt. Die Länge des Konus wurde so konstruiert, dass das Pedal sich am oberen Umkehrpunkt der Pedalbewegung in einer geraden Position befindet. Am unteren Umkehrpunkt der Pedalbewegung wird die maximale Auswärtsauslenkung von 15° erreicht. Der an dem Pedal fixierte Fuß wird durch die aktive Außenbewegung des Pedals mitbewegt.



Abbildung 4.1. Ansicht des Testpedals von unten

Auf dem Pedal wurden zur Fixierung des Fußes Pedalkörbe montiert, wie sie beispielsweise im Triathlon-Training genutzt werden. Hierdurch war gewährleistet dass auch bei Nutzung von Sportschuhen ein vergleichbarer Fixierungsgrad wie bei der Nutzung spezieller Radschuhe vorhanden ist. Zur Erstellung von Vergleichswerten wurden baugleiche Körbe auf normalen Pedalen montiert. Die Vergleichspedale hatten annähernd das gleiche Gewicht wie die Testpedale.

Zur Versuchsdurchführung stand ein TÜV geprüftes Ergometer vom Typ Ergofit Cardio Line 400med zur Verfügung. Ein Kadenzgeber wurde am oberen Umkehrpunkt (12 Uhr) des rechten Pedals angebracht, um die Umdrehungsgeschwindigkeit und die Position des Pedals während der Umdrehung zu ermitteln.

4.3 Messungen

4.3.1 Belastungsstufen

Als Belastungsstufen wurden 1,0, 1,5 und 2,0 W/kg Körpergewicht gewählt, diese wurden gerätetechnisch bedingt auf 5 W genau berechnet. Die jeweiligen Wattzahlen wurden anschließend mit den drei Umdrehungszahlen 60, 80, 100 U/min kombiniert. Dies ergab eine Kombination von neun unterschiedlichen Belastungsstufen.

4.3.2 Randomisierung

Die Randomisierung erfolgte in zweierlei Hinsicht.

Einerseits wurden die neun Belastungsstufen randomisiert, sodass eine zufällige Abfolge der verschiedenen Belastungsstufen entstand. Die Reihenfolge der neun Belastungsstufen war für das Test- und das Vergleichspedal identisch um einen direkten Vergleich zu ermöglichen.

Zweitens wurde die Reihenfolge der Verwendung der Pedale zusätzlich randomisiert.

4.3.3 Ruhemessungen

Zunächst wurde bei den Probanden eine 15 Sekunden lange Ruhemessung der Muskelaktivität im Stehen durchgeführt.

4.3.4 Dynamische Messungen

Im Anschluss wurde die entsprechend der Randomisierung ermittelte Testsituation (Wattzahl/Umdrehungszahl) vorgegeben, die möglichst exakt eingehalten werden sollte. Dabei musste der Proband lediglich die Umdrehungszahl kontrollieren. Die jeweilige Wattstufe wurde am Ergometer fest eingestellt. Vor jeder Messung wurde eine einminütige Eingewöhnungsphase in der jeweiligen Belastungsstufe durchgeführt. Dies war erforderlich, um den Rhythmus für konstante Umdrehungszahlen für die Messung zu erzielen. Die Messung erfolgte dann direkt im Anschluss, wobei ein Minimum von 40 Umdrehungen durchgeführt wurde. Im Anschluss an jede Messung beurteilten die Probanden ihr persönliches Beanspruchungsempfinden anhand der Borg-Skala (Borg, 1985).

Weiterhin wurde bei jeder Messung ein EKG abgeleitet, um jederzeit die Herzfrequenz bestimmen zu können. Somit war neben der subjektiven Einschätzung der Probanden auch ein objektiver Wert der Körperbeanspruchung vorhanden.

Tabelle 4.2: Borg Skala

6	
7	Sehr, sehr leicht
8	
9	Sehr leicht
10	
11	Recht leicht
12	
13	Etwas anstrengend
14	
15	Anstrengend
16	
17	Sehr anstrengend
18	
19	Sehr, sehr anstrengend
20	

4.3.5 Die Untersuchte Muskulatur

Die Messungen fanden beidseitig an ausgewählten Bein und Hüftmuskeln statt. Die Elektrodenpositionen wurden anhand von Bezugspunkten am Körper ermittelt, die von der SENIAM (Hermens et al. 1999) empfohlen wird.

Die Muskelvermessung und Elektrodenbeklebung erfolgte bei jedem Probanden durch den gleichen, erfahrenen Versuchsleiter, sodass eine hohe Vergleichbarkeit der Elektrodenableitungen der Muskeln möglich war. Um den Halt der Elektroden zu verbessern, wurden die Beine der Probanden rasiert. Zur Vermeidung eines erhöhten Messwiderstandes wurde mittels einer abrasiven Paste abgestorbenes Hautepithel entfernt.

Für die Fixierung der Verstärker wurden Netzschlauchverbände (tg fix, Lohmann & Rauscher) verwendet, um Artefakte durch Bewegung auf dem Ergometer zu minimieren.

Tabelle 4.3: Untersuchte Muskulatur einschließlich Muskelvermessungspunkten nach SENIAM (Hermens et al. 1999)

Muskel	Elektrodenposition
Gluteus maximus (Gmax)	Auf Muskelbauch, 45° nach außen
Gluteus medius (Gmed)	Hälfte Distanz Crista iliaca – Trochanter major, senkrecht
Rectus femoris (RF)	Mitte Distanz SIAS – Oberkante Patella, auf Linie
Vastus medialis (VM)	8/10 Distanz SIAS – med. Gelenkspalt, 80° zur Linie
Vastus lateralis (VL)	Linie zwischen SIAS und Lateralkante der Patella, 2/3 distal
Adductor magnus (AM)	Innenseite OS, prox. Drittel OS-Länge: SIAS – Oberkante Patella
Biceps femoris (BF)	Linie zwischen Tuber ischiadicum u. Epicondylus lateralis der Tibia, 50%
Semitendinosus (STM)	Linie zwischen Tuber ischiadicum u Epicondylus medialis der Tibia, 50%
Tibialis anterior (TA)	Linie zwischen Caput fibulae u. Malleolus medialis, 1/3 proximal
Peroneus longus (PL)	Linie zwischen Caput fibulae u. Malleolus lateralis, 1/4 proximal
Gastrocnemius lateralis (Gcl)	auf höchster Erhebung des Muskelbauches, auf senkrechter Linie
Gastrocnemius medialis(Gcm)	auf höchster Erhebung des Muskelbauches, auf senkrechter Linie
Soleus (Sol)	2/3 mediale maleolus – medialer Femurcondylus

4.3.6 Messmethode

Für die Messungen wurden die Oberflächenelektromygraphie (OEMG) mittels Ag/Ag-Cl Klebeelektroden angewendet.

Die Signalerfassung erfolgte durch bipolare Ableitung der Muskelaktivität (Interelektrodenabstand: 2,5 cm). Die Signale der Muskelelektroden (Typ H93SG, Arbo®) wurden 2500fach verstärkt.

Die Daten wurden mittels einer Analog-Digitalen Wandlerkarte (DAQCard-AI-16E-4, 12 bit, National Instruments, USA) mit einer A/D Wandlungsrate von 2000/s und einer Genauigkeit von 1µV/bit digitalisiert.

Simultan zur Muskelaktivität wurden auch ein EKG sowie die Pedalumdrehung mittels des Kadenzgebers erfasst.

4.4 Datenauswertung

Zuerst wurden alle Pedalumdrehungen einer Messung sowie die QRS-Komplexe des EKG's anhand halbautomatischer Skripte (Matlab®) markiert. Falsch erfasste Daten wurden mittels WATISA® (Eigenentwicklung FSU Jena) korrigiert. Die Berechnung der Amplitudenverlaufskurven eines jeden Kanals erfolgte danach für alle identifizierten Pedalumdrehungen, die maximal 10% in ihrer Zeitdauer voneinander abwichen. Diese Abschnitte wurden zeitnormiert und mit einer Genauigkeit von 0,5% als Amplitudenverlaufskurven (root mean square) berechnet. Um Bewegungsartefakte zu eliminieren, wurde eine Hochpass-Filterung mit 20 Hz durchgeführt. Eine Tiefpassfilterung von 300 Hz stellte die obere Grenze des messbaren Signalbereichs dar. Unabhängig von den EMG-Auswerteparametern wurden für jede Messsituation die Kadenzdauer und die als repräsentativ anzusehende Herzfrequenz anhand des Medians der letzten 15 Herzschläge ausgegeben.

4.5 Auswertungsparameter

Aus den gewonnenen Daten wurden einerseits die zeitabhängigen Amplitudenverlaufskurven direkt zur Analyse übernommen und andererseits zeitunabhängige Parameter berechnet.

4.5.1 Zeitunabhängige Parameter

Die zeitunabhängigen Daten beleuchten die EMG-Ergebnisse jedes Muskels in einer bestimmten Situation unabhängig von der Zeit. Diese zeitunabhängigen Parameter beinhalten den Mittelwert der EMG Amplitude und die normierte Range, die den Abstand zwischen dem Minimum und dem Maximum der EMG Amplitude (in Prozent) vom Mittelwert darstellt. Das Multiplizieren des Mittelwerts mit der Kadenzdauer (in Sekunden) ergibt das Integral, das den dritten Parameter darstellt.

4.5.2 Zeitabhängige Parameter

Die zeitabhängigen Daten wurden direkt aus den Daten gewonnen. Hierzu wurde eine Pedalumdrehung auf 100% normiert. Die Auflösung hierbei betrug 0,5%, sodass die Amplitudenverlaufskurven einer Pedalumdrehung mit einer 1,8° Genauigkeit beurteilt werden konnten. Diese Art der Normierung wurde gewählt, um die Muskelaktivität für unterschiedliche Umdrehungsgeschwindigkeiten in den einzelnen Abschnitten der Pedalumdrehung detailliert vergleichen und analysieren zu können.

Zwei Parameter wurden in den zeitabhängigen Daten berücksichtigt. Einerseits wurden die absoluten Werte der Amplitudenverlaufskurven ermittelt, um die Muskelaktivität beurteilen zu können. Andererseits wurden die Amplitudenwerte auf die vorkommenden Maxima (=100%) normiert. Diese relativen Werte ermöglichen den Vergleich zwischen verschiedenen Muskeln oder Situationen, welche unterschiedliche Amplitudengrößen aufweisen.

4.6 Statistische Auswertung

Statistisch wurde ermittelt, ob sich Unterschiede der Muskelaktivität hinsichtlich Geschlecht, verwendetem Pedal, Kadenz- und Wattzahlen ergeben. Hierzu wurden vier verschiedene statistische Tests mittels SPSS 16.0 und Excel Tabellen durchgeführt.

Einleitend wurde mittels einer Varianzanalyse (ANOVA) ermittelt, ob Einflüsse der Pedale, Belastung, Geschlecht, Kadenz und deren Interaktion festzustellen waren. Hierfür wurden die normierte Range und die Mittelwerte der zeitunabhängigen Daten genutzt.

Um mögliche Geschlechtsunterschiede nachzuweisen, wurden die Daten mittels des Mann-Whitney-U-Tests verglichen. Anschließend wurden die jeweiligen Muskelaktivitäten beider Pedalarten hinsichtlich Belastung und Umdrehung verglichen. Hierzu wurde der Wilcoxon-Test benutzt, um signifikante Unterschiede feststellen zu können.

Der Einfluss der Last bei konstanter Umdrehung wurde mittels des Friedman-Rangzahlen-Tests ermittelt. Hierzu wurden zu den jeweiligen Umdrehungsstufen die einzelnen Wattzahleinflüsse berechnet und anschließend mittels des gleichen Test-Verfahren die Einflüsse der Umdrehungszahl in Bezug zu konstanten Wattzahlen ermittelt.

Um etwaige signifikante Unterschiede zwischen den Pedalen in den einzelnen Bewegungsabschnitten der normierten Pedalumdrehung feststellen zu können, wurde der Wilcoxon-Test auch für diese Daten genutzt. Die Berechnung wurde unter Berücksichtigung der false discovery rate (fdr) (Korn et al. 2004) vorgenommen. Dabei erfolgt, im Gegensatz zur Bonferroni-Korrektur eine schrittweise Anpassung des erforderlichen Signifikanzniveaus entsprechend der Reihenfolge der insgesamt 201 Einzelergebnisse bis zur Überschreitung der Signifikanzgrenze.

5 Ergebnisse

5.1 *Varianzanalyse*

Die Einflüsse von Last, Umdrehung, Geschlecht, Pedal sowie deren Interaktion auf die Testergebnisse können mittels der Varianzanalyse dargestellt werden.

Wie in Tabelle 5.1 ersichtlich ist, wird die mittlere Amplitude vereinzelt signifikant von der Art des Pedals, aber praktisch immer von der Last sowie von der Umdrehung beeinflusst. Es wird weiterhin deutlich, dass bei manchen Muskeln wie beispielsweise dem **Gmed**, Interaktionen zwischen Last und Pedalumdrehungen existieren.

Tabelle 5.1: ANOVA für mittlere Amplitudenwerte; blau gedruckte Werte signifikant für $p < 0,05$; P=Pedalabhängigkeit, Last=Lastabhängigkeit, K=Kadenzabhängigkeit, Sex=Geschlechtsabhängigkeit.

	P	Last	K	Sex	P*Last	P*K	P*Sex	K*Sex	Last*K	Last*Sex	P*Last*K	P*Last*Sex	P*K*Sex	Last*P*Sex	P*Last*K*Sex
Gmax l	0,23	<0,01	<0,01	0,85	0,70	0,54	0,17	0,15	0,07	0,93	0,74	0,91	0,99	0,06	0,22
Gmed l	<0,01	<0,01	<0,01	0,01	0,94	0,08	0,36	0,03	0,02	0,32	0,05	0,15	0,81	0,45	0,16
RF l	0,69	<0,01	<0,01	0,02	0,58	0,02	0,10	0,06	0,30	0,06	0,81	0,16	0,96	0,72	0,50
VM l	0,41	<0,01	<0,01	0,27	0,82	0,44	0,23	0,68	0,12	0,54	0,42	0,62	0,75	0,79	0,22
VL l	0,96	<0,01	<0,01	0,04	0,79	0,13	0,06	0,31	0,08	0,36	0,05	0,91	0,48	0,95	0,68
AM l	0,09	<0,01	<0,01	0,82	0,33	0,12	0,83	0,84	<0,01	0,52	0,55	0,72	0,35	0,29	0,80
BF l	0,06	<0,01	0,01	0,60	0,92	0,58	0,54	0,44	0,54	0,77	0,71	0,65	0,70	0,50	0,67
STM l	0,16	<0,01	<0,01	0,51	0,74	0,04	0,96	0,95	0,02	0,98	0,06	0,57	0,55	0,70	0,22
TA l	0,46	<0,01	<0,01	0,37	0,65	0,85	0,88	0,59	<0,01	0,53	0,78	0,37	0,08	0,22	0,51
PL l	0,55	<0,01	<0,01	0,11	0,31	0,19	0,64	0,16	0,17	0,68	0,12	0,69	0,16	0,62	0,33
Gcl l	0,14	<0,01	<0,01	0,01	0,61	0,35	0,15	0,23	0,67	0,83	0,64	0,30	0,56	0,25	0,17
Gcm l	0,02	0,04	<0,01	0,66	0,50	0,14	0,62	0,75	0,50	0,77	0,42	0,38	0,29	0,04	0,82
Sol l	0,27	<0,01	<0,01	0,18	0,31	0,28	0,79	0,62	0,82	0,69	0,59	0,22	0,29	0,16	0,61
Gmax r	0,01	<0,01	<0,01	0,89	0,57	0,14	0,96	0,51	0,48	0,58	0,06	0,87	0,69	0,69	0,64
Gmed r	0,01	<0,01	<0,01	<0,01	0,58	0,31	0,62	0,06	<0,01	0,02	0,12	0,74	0,16	0,06	0,32
RF r	0,35	<0,01	<0,01	0,79	0,35	0,49	0,80	0,54	0,16	0,31	0,29	0,21	0,55	0,28	0,04
VM r	0,03	<0,01	<0,01	0,09	0,09	0,31	0,18	0,63	0,20	0,05	0,17	0,33	0,49	0,34	0,19
VL r	0,97	<0,01	<0,01	0,07	0,69	0,10	0,77	0,93	0,01	0,12	0,56	0,35	0,52	0,46	0,22
AM r	0,06	<0,01	<0,01	0,65	0,22	0,16	0,83	0,55	<0,01	0,30	0,69	0,65	0,98	0,52	0,19
BF r	0,20	<0,01	0,01	0,92	0,18	0,09	0,59	0,15	0,31	0,73	0,42	0,74	0,50	0,87	0,74
STM r	0,11	<0,01	<0,01	0,57	0,21	0,53	0,67	0,86	0,08	0,64	0,56	0,38	0,33	0,36	0,25
TA r	0,66	<0,01	<0,01	0,02	0,84	0,44	0,89	0,35	<0,01	0,58	0,16	0,30	0,21	0,21	0,12
PL r	<0,01	<0,01	<0,01	0,30	0,27	0,16	0,37	0,62	0,02	0,87	0,17	0,39	0,36	0,40	0,67
Gcl r	0,03	<0,01	<0,01	0,04	0,49	0,02	0,34	0,26	0,48	0,86	0,18	0,45	0,54	0,09	0,87
Gcm r	0,04	0,07	<0,01	0,33	0,95	0,39	0,88	0,55	0,47	0,18	0,88	0,13	0,58	0,30	0,06
Sol r	<0,01	0,11	<0,01	0,24	0,24	0,26	0,59	0,57	0,78	0,59	0,22	0,17	0,16	0,12	0,02

Um die Charakteristik der beiden Einflussfaktoren Last und Pedalumdrehung bildlich darstellen zu können, wurden zweidimensionale Maps erstellt, die die Muskelaktivität in neun Punkten darstellen. Hierzu wurden die Daten der ANOVA Tests für jeden Muskel einzeln verwendet.

Auf der X-Achse ist die Pedalumdrehung/min, auf der Y-Achse die Last in W/kg Körpergewicht (KG) dargestellt.

5.1.1 ANOVA Mittelwert Maps

Bei Betrachtung dieser Maps ist festzustellen, dass bei den Muskeln **Gmax**, **VM**, **VL**, **AM**, **STM** und **PL** die Mittelwerte der Amplitude mit zunehmender Last und Umdrehungszahl kontinuierlich ansteigen. Die Muskeln **RF** und **BF** zeigen ein Mittelwert-Minimum bei 80U/min, jedoch einen zunehmenden Mittelwert bei ansteigender Last. Der **TA**, **Gcl**, **Gcm**, sowohl als auch der **Sol** weisen ein ähnliches Muster auf. Hier hat die Last keinen großen Einfluss auf den Mittelwert, jedoch sind sie stark von der Umdrehungszahl abhängig. Eine Sonderstellung hat der **Gmed**, der als einziger der untersuchten Muskeln bei höherer Umdrehungszahl und höherer Last niedrigere Mittelwerte aufweist.

Die Testpedale scheinen keinen großen Unterschied zu den Vergleichspedalen hinsichtlich der Einflussfaktoren auf die Muskelaktivität aufzuweisen. Eine Ausnahme hierzu ist der **Gmed**, der im Pedalvergleich bei steigender Watt- und Umdrehungszahl eine stärkere Aktivität, hervorgerufen durch das Testpedal, aufweist.

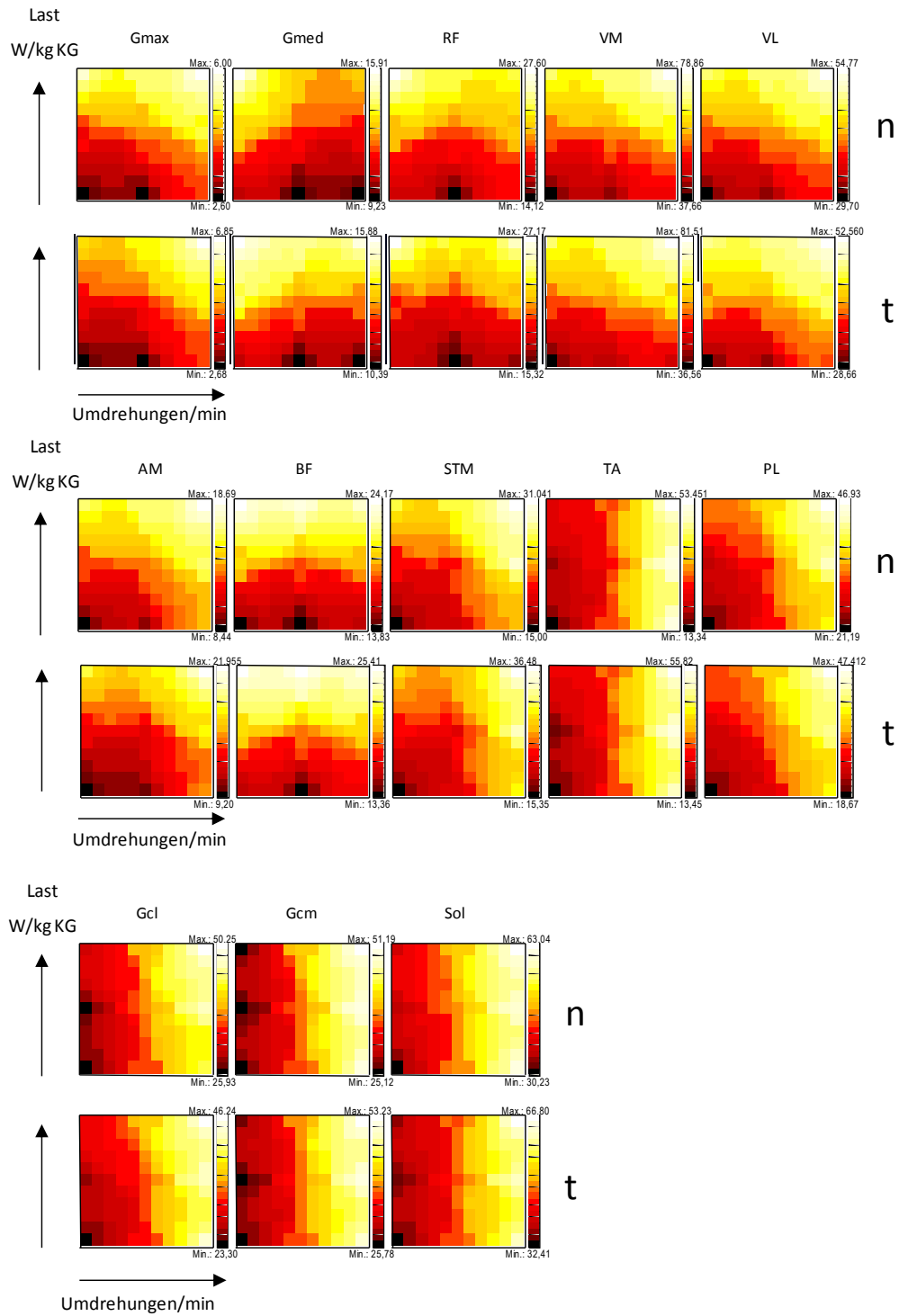


Abbildung 5.1: Maps aller Muskeln (Seiten gepoolt), Mittelwert, alle Probanden, Test und Vergleichspedale.

5.1.2 ANOVA Range Maps

Auch die Werte der Range wurden bildlich dargestellt, um die Art der auftretenden Interaktionen aufzuzeigen. Hier wird erneut deutlich, wie die einzelnen Muskeln auf die unterschiedliche Last und Umdrehungszahl reagieren. Herauszuheben sind die Muskeln **VL**, **STM** und **Gcl**. Im Testpedal zeigt der **VL** bei höherer Last eine geringere Spannbreite der Range als im Vergleichspedal. Auch im **STM** wird eine unterschiedliche Charakteristik der Range zwischen den Pedalen deutlich. So wird der im Vergleichspedal vorkommende nahezu horizontale Charakter einer geringeren Range bei steigender Last im Testpedal nicht wiedergegeben. Der **Gcl** hat generell eine geringere Range im Testpedal. Einzig im Bereich 60U/min und 1,5W/kg KG ist die Range erhöht.

Bei den restlichen Muskeln sind nur leichte Unterschiede zwischen den Pedalen erkennbar.

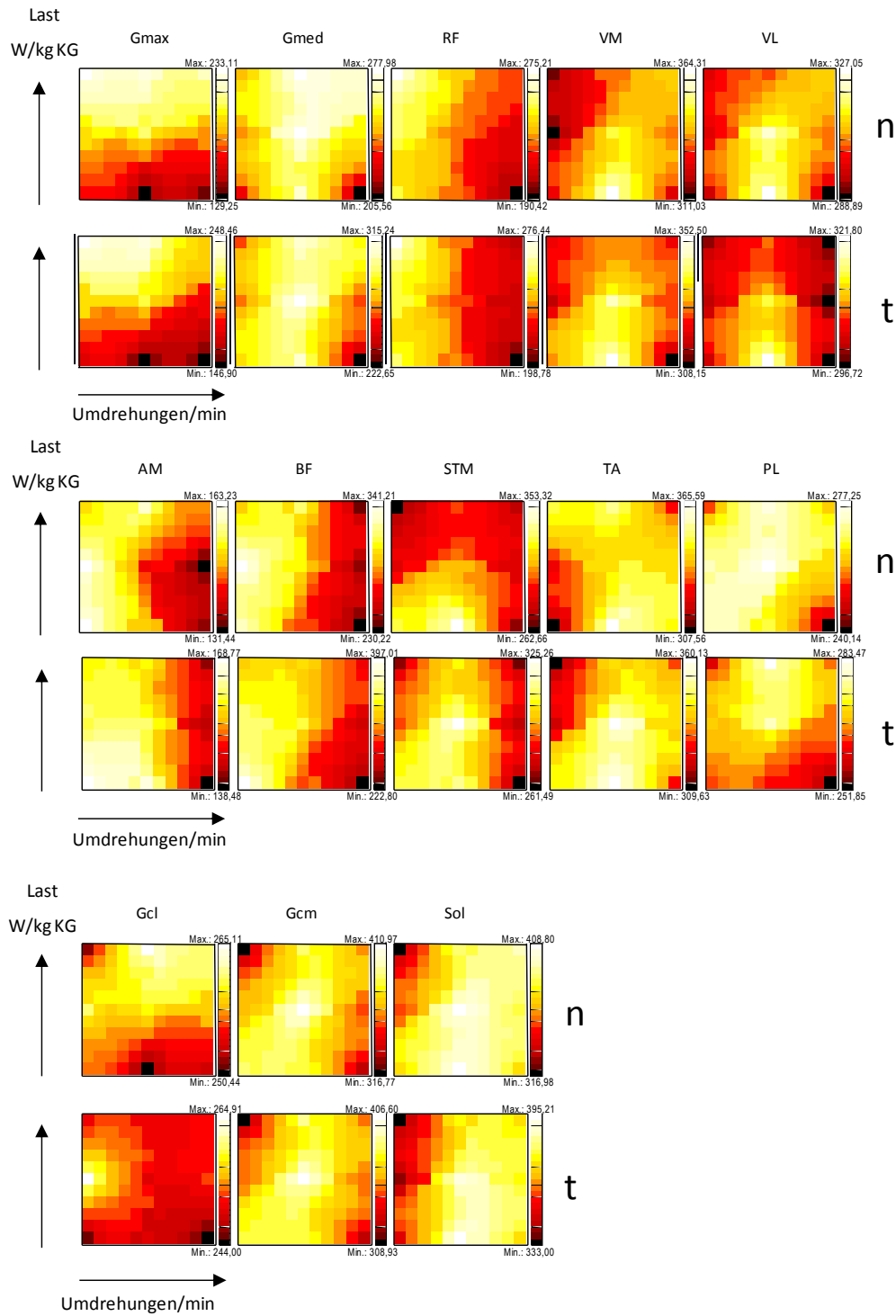


Abbildung 5.2: Maps aller Muskeln (Seiten gepoolt), Range, alle Probanden, Test und Vergleichspedale.

5.2 Zeitunabhängige Werte

Die zeitunabhängigen Werte ermöglichen eine generelle Charakterisierung der Amplituden jedes einzelnen untersuchten Muskels. Tabelle 5.2 und Tabelle 5.3 zeigen die mittleren Amplitudenwerte (in Klammern Abstand des oberen und unteren Quartils) des Mittelwerts, der Range, sowie des Integrals aller Muskeln. Diese Mittelwerte sind kein Beanspruchungsmaß des Muskels, sondern lediglich ein Wert der neuromuskulären Ansteuerung. Ohne eine Amplitudennormierung ist ein direkter Vergleich der Muskelamplitudenwerte zwischen verschiedenen Muskeln nicht möglich. Jedoch kann eine generelle Charakterisierung der Muskelaktivität vorgenommen werden. Die EMG-Amplitude rangiert somit von Muskeln mit geringem Amplitudenwert ($4\mu\text{V}$) wie dem **Gmax**, über Muskeln mit Werten im Mittelfeld ($21\mu\text{V}$) der untersuchten Muskulatur wie dem **STM** zu Muskeln mit sehr hohen Werten ($53\mu\text{V}$) wie dem **VM**. Diese Werte sind teilweise durch die Funktion der einzelnen Muskeln während der Pedalumdrehung zu erklären. So haben manche Muskeln (z.B. **AM**) eine ständige Grundaktivität ($10\mu\text{V}$) mit gelegentlichen Amplitudenspitzen ($20\mu\text{V}$), im Gegensatz zu anderen Muskeln, die nur in bestimmten Abschnitten der Pedalumdrehung eine Aktivität aufweisen (z.B. **VM**, **VL**).

5.2.1 Einfluss der Pedalart auf die Muskulatur

Um signifikante Unterschiede zwischen den Pedalen festzustellen, wurde der Wilcoxon-Test angewendet. Exemplarisch werden hier die Werte der Belastungsstufe $1,5 \text{ W/kg KG}$ bei 80 U/min analysiert. Die Ergebnisse sind in Tabelle 5.2 und Tabelle 5.3 abgebildet.

5.2.1.1 Mittelwert

Bei den weiblichen Probanden sind signifikante Unterschiede zwischen den Pedalen im **BF li**, der höhere Werte im Testpedal aufweist, und im **PL re**, der höhere Werte im Vergleichspedal hat, feststellbar.

Die männlichen Probanden zeigen (Tabelle 5.2, Tabelle 5.3) im Vergleich zu den weiblichen Probanden vermehrt signifikante Unterschiede zwischen den Pedalen. Der **Gmed li**, **VM re**, **Gcm li**, sowie **Sol re** und **li** weisen eine höhere Aktivität im Testpedal

auf. Der **PL** re und **Gcl** re haben dagegen eine signifikant höhere Aktivität im Vergleichspedal.

5.2.1.2 Range

Die normierte Range stellt den Abstand zwischen dem vorkommenden Maximum und Minimum (in Prozent) vom Mittelwert dar. Bei den weiblichen Probanden wurden bei der Belastungsstufe 1,5W/kg KG bei 80 U/min folgende Unterschiede der Muskelaktivität zwischen den Pedalen festgestellt: im linken Bein signifikante Unterschiede im **BF**, im rechten Bein im **PL**. Beide Muskeln wiesen beim Testpedal eine höhere Range auf.

Bei den männlichen Probanden waren nur im linken Bein signifikante Unterschiede nachzuweisen. Einzig der **Gmed** hatte höhere Werte im Testpedal, während die Muskeln **Gcm** und **Sol** höhere Werte im Vergleichspedal erzielten.

5.2.1.3 Integral

Im linken Bein der weiblichen Probanden weist der **BF** signifikant höhere Werte im Testpedal auf. Im Gegensatz dazu lassen sich im rechten Bein der **PL** im Testpedal niedrigere Werte finden.

Im linken Bein der männlichen Probanden sind signifikante Unterschiede im **Gmed** sowie **Gcm** mit höheren Werten im Testpedal zu finden. Im rechten Bein konnten höhere Werte im **VM**, sowie niedrigere Werte im **PL** und **Gcl** gemessen werden. Wie auch schon im linken Bein angeführt weist der **Sol** re eine höhere Aktivität im Test Pedal auf. Zusätzlich werden auch signifikant höhere Werte im **Gmax** gemessen. Jedoch sind die Muskeln **Gmed**, **PL** und **Gcl** mit kleineren Werten im Testpedal auffällig.

Es ist ersichtlich dass das Integral Unterschiede zum reinen Mittelwert der Muskelaktivität aufweist. Der Faktor Zeit hat offensichtlich einen wesentlichen Einfluss auf die Ergebnisse.

5.2.2 Einfluss des Geschlechts auf die Muskelaktivität

Um die Unterschiede in der Muskelaktivität zwischen den Geschlechtern zu untersuchen, wurde der Mann-Whitney-U-Test verwendet. Dafür wurden alle drei Parameter der zeitunabhängigen Daten ausgewertet. Beispielhaft wird hier die Belastungsstufe 1,5 W/kg KG bei 80 U/min für beide Arten von Pedalen dargestellt. Die Ergebnisse sind in Tabelle 5.2 und Tabelle 5.3 abgebildet.

Tabelle 5.2 – Abschnitt 1 (weibliche Probanden): Darstellung der linken Seite der medianen Amplitudenwerte sowie oberes und unteres Quartil der Parameter Mittelwert, Range und Integral bei 1,5W/Kg KG und 80 U/min. Blau markiert: signifikant höhere Werte (U-Test) – männliche Probanden. Rot markiert: signifikant höhere Werte – weibliche Probanden. Signifikante Unterschiede (Wilcoxon-Test) zwischen Pedalen sind mit einem roten Stern markiert. Allgemeines Signifikanzniveau: 5%.

Weiblich	Vergleichspedal			Testpedal		
	Mittelwert (µV)	Range (%)	Integral (µV*s)	Mittelwert (µV)	Range (%)	Integral (µV*s)
Gmax I	4,51 (0,55/0,65)	192,12 (34,14/19,76)	3,30 (0,48/0,44)	3,95 (0,84/0,56)	186,93 (27,69/14,13)	2,97 (0,55/0,49)
Gmed I	9,74 (0,94/2,39)	238,57 (48,03/45,52)	7,26 (0,68/1,79)	10,01 (2,50/1,94)	313,58 (34,56/64,40)	7,41 (1,90/1,35)
RF I	23,34 (5,59/7,00)	221,93 (23,97/16,72)	17,16 (4,37/5,34)	24,43 (7,13/4,92)	218,68 (34,55/32,00)	18,44 (5,01/4,28)
VM I	49,79 (11,34/9,75)	365,33 (32,23/24,10)	36,49 (9,32/7,87)	51,41 (8,14/9,34)	367,88 (64,60/79,87)	38,44 (6,24/7,53)
VL I	36,66 (5,26/4,05)	326,74 (30,81/7,36)	26,64 (4,60/2,36)	38,35 (7,76/6,74)	321,04 (18,22/36,98)	28,04 (6,30/4,49)
AM I	13,48 (3,95/3,12)	134,51 (10,90/13,07)	9,83 (3,18/2,08)	13,28 (3,96/2,17)	144,02 (5,28/22,68)	10,03 (2,55/1,88)
BF I	*15,14 (10,58/3,12)	*235,82(151,86/50,41)	*11,14 (7,76/2,20)	*18,97 (8,75/5,32)	*314,92(75,83/107,89)	*14,11 (6,83/3,71)
STM I	21,95 (8,83/5,32)	281,18 (108,61/92,03)	16,05 (6,70/3,67)	20,23 (17,66/4,16)	269,73 (71,51/55,43)	15,17 (12,92/3,28)
TA I	32,21 (9,14/11,24)	298,71 (62,25/63,71)	24,00 (6,02/8,50)	30,34 (8,70/7,43)	286,46 (120,38/67,49)	22,47 (6,24/5,28)
PL I	26,43 (10,01/4,66)	266,71 (38,27/35,12)	19,61 (7,59/3,45)	23,45 (13,93/5,31)	261,97 (60,84/40,93)	17,25 (10,29/3,67)
Gcl I	26,54 (4,74/6,77)	260,57 (29,39/23,98)	19,82 (3,49/5,50)	23,47 (5,07/4,11)	234,62 (55,61/20,48)	17,46 (3,88/3,22)
Gcm I	32,18 (6,51/2,58)	416,13 (14,03/56,86)	24,04 (4,26/2,09)	34,29 (4,33/3,10)	415,22 (42,16/72,86)	25,68 (2,74/2,63)
Sol I	39,60 (20,89/13,14)	408,92 (22,46/35,78)	28,40 (16,56/8,60)	40,84 (18,16/14,60)	381,90 (105,08/38,72)	29,61 (14,07/9,43)

Tabelle 5.2 – Abschnitt 2 (männliche Probanden):

Männlich	Vergleichspedal			Testpedal		
	Mittelwert (µV)	Range (%)	Integral (µV*s)	Mittelwert (µV)	Range (%)	Integral (µV*s)
Gmax I	3,51 (1,15/1,08)	205,39 (36,51/71,97)	2,65 (0,95/0,87)	3,36 (1,05/0,43)	209,18 (64,21/69,37)	2,49 (0,78/0,32)
Gmed I	*12,03 (2,67/2,75)	*263,84 (68,29/26,13)	*8,95 (2,13/2,08)	*14,85 (3,24/4,13)	*336,93 (16,34/58,22)	*10,92 (2,16/3,00)
RF I	15,65 (7,15/4,31)	231,77 (20,14/25,00)	11,13 (6,11/2,65)	17,54 (4,38/7,20)	231,60 (24,62/26,13)	12,91 (3,59/5,37)
VM I	63,57 (5,36/18,63)	346,58 (35,23/36,52)	47,56 (4,17/14,33)	64,01 (7,14/12,26)	345,25 (31,98/28,55)	47,47 (6,19/8,19)
VL I	45,97 (12,56/8,13)	313,53 (26,79/25,78)	32,99 (11,03/4,21)	44,76 (13,08/7,60)	320,41 (21,34/30,52)	33,68 (9,59/7,31)
AM I	13,21 (2,79/3,31)	142,31 (59,45/15,39)	9,74 (1,94/2,36)	12,13 (4,96/1,79)	156,91 (25,99/26,53)	8,78 (3,83/1,10)
BF I	19,75 (8,15/7,18)	306,19 (25,89/64,31)	14,91 (5,90/5,26)	21,54 (3,18/6,28)	341,00 (52,60/125,23)	15,63 (2,40/4,04)
STM I	13,27 (13,45/3,22)	314,60 (41,01/79,71)	9,61 (10,76/2,05)	17,40 (10,76/6,27)	318,69 (41,80/48,01)	12,81 (7,81/4,43)
TA I	24,65 (7,41/5,81)	364,31 (55,33/27,01)	18,07 (6,31/4,27)	30,09 (6,88/8,85)	395,62 (37,60/71,84)	21,92 (5,35/6,26)
PL I	33,88 (13,37/7,57)	270,83 (81,59/16,65)	25,45 (8,90/6,37)	35,69 (11,54/6,67)	273,70 (31,21/42,40)	26,75 (8,01/6,08)
Gcl I	38,57 (9,45/2,07)	272,51 (20,86/27,84)	28,65 (7,80/1,79)	43,37 (5,05/12,61)	242,73 (62,97/23,79)	31,78 (4,52/9,01)
Gcm I	*36,13 (7,89/3,67)	*437,56(12,70/127,14)	*26,75 (6,32/2,07)	*39,50 (11,61/9,39)	*397,03 (41,13/98,31)	*29,61 (8,24/7,59)
Sol I	*51,01 (9,48/12,43)	*407,82 (54,43/34,48)	37,75 (7,26/9,70)	*55,64 (20,10/18,26)	*400,73 (31,84/48,63)	41,40 (15,31/13,75)

Tabelle 5.3 – Abschnitt 1 (weibliche Probanden): Darstellung der rechten Seite der medianen Amplitudenwerte sowie oberes und unteres Quartil der Parameter Mittelwert, Range und Integral bei 1,5W/Kg KG und 80 U/min. Blau markiert: signifikant höhere Werte (U-Test) – männliche Probanden. Rot markiert: signifikant höhere Werte – weibliche Probanden. Signifikante Unterschiede (Wilcoxon-Test) zwischen Pedalen sind mit einem roten Stern markiert. Allgemeines Signifikanzniveau: 5%.

Weiblich	Vergleichspedal			Testpedal		
	Mittelwert (µV)	Range (%)	Integral (µV*s)	Mittelwert (µV)	Range (%)	Integral (µV*s)
Gmax r	4,44 (0,67/1,36)	176,01 (44,51/56,24)	3,26 (0,47/0,96)	4,49 (0,78/1,30)	205,60 (59,87/61,33)	3,36 (0,60/1,01)
Gmed r	9,39 (1,81/1,22)	232,65 (77,35/38,09)	6,99 (1,37/1,11)	10,80 (1,11/1,67)	306,83 (40,14/62,42)	8,05 (0,72/1,12)
RF r	17,80 (7,07/2,82)	219,81 (18,39/12,11)	13,20 (5,24/2,10)	16,68 (9,14/2,53)	217,24 (18,37/25,32)	12,66 (6,95/2,34)
VM r	53,42 (10,67/19,68)	354,75 (23,83/16,43)	39,24 (8,47/14,32)	53,62 (11,09/18,25)	357,04 (30,52/36,80)	39,31 (9,02/13,58)
VL r	34,81 (7,51/5,30)	316,74 (16,36/13,84)	25,50 (6,07/3,77)	36,71 (9,62/6,30)	320,74 (26,15/18,94)	27,31 (7,08/5,20)
AM r	11,50 (6,29/0,27)	132,67 (56,66/8,04)	8,52 (4,56/0,37)	14,29 (5,17/3,96)	151,53 (87,42/26,57)	10,57 (3,73/2,85)
BF r	16,54 (6,17/4,09)	235,50 (85,45/26,96)	12,09 (4,79/2,80)	16,53 (10,32/4,84)	260,58 (114,36/37,75)	12,20 (7,59/3,57)
STM r	21,36 (6,66/4,25)	293,34 (100,11/92,15)	15,86 (5,12/3,06)	26,30 (6,92/8,42)	251,79 (132,41/35,04)	19,88 (4,29/6,62)
TA r	34,21 (6,63/5,85)	338,85 (46,00/86,52)	25,30 (5,10/4,15)	29,92 (7,80/1,16)	299,25 (59,88/57,90)	22,28 (5,62/0,91)
PL r	*26,27 (9,27/2,72)	*260,69 (45,25/27,56)	*19,62 (6,83/2,57)	*25,86 (8,00/9,22)	*270,70 (27,76/38,70)	*18,95 (6,20/6,71)
Gcl r	32,03 (6,40/9,22)	250,11 (42,80/35,72)	23,37 (5,11/6,48)	25,88 (9,03/4,52)	256,83 (36,47/41,42)	19,52 (6,16/3,81)
Gcm r	33,22 (8,87/2,39)	392,19 (16,00/27,25)	24,61 (6,77/1,92)	38,06 (6,77/7,66)	384,13 (78,40/52,97)	27,90 (5,17/5,34)
Sol r	40,03 (10,89/3,21)	393,12 (86,53/39,76)	29,40 (8,51/2,79)	41,19 (15,44/6,08)	406,27 (83,78/86,27)	31,07 (10,60/5,14)

Tabelle 5.3 – Abschnitt 2 (männliche Probanden):

Männlich	Vergleichspedal			Testpedal		
	Mittelwert (µV)	Range (%)	Integral (µV*s)	Mittelwert (µV)	Range (%)	Integral (µV*s)
Gmax r	3,81 (1,28/0,87)	213,98 (30,82/76,05)	2,86 (1,03/0,70)	4,14 (2,59/1,10)	251,63 (33,07/105,30)	3,10 (1,84/0,89)
Gmed r	14,25 (2,29/1,95)	312,26 (47,47/53,45)	10,19 (2,13/0,78)	15,98 (4,47/3,54)	318,04 (36,48/46,64)	12,08 (3,08/2,70)
RF r	17,29 (7,38/3,78)	250,24 (37,99/28,04)	13,09 (5,04/3,10)	18,79 (3,08/3,77)	245,68 (19,15/45,16)	14,13 (2,25/3,11)
VM r	*55,75 (15,30/7,40)	338,58 (33,07/33,87)	*42,64 (8,85/6,74)	*65,11 (13,36/16,32)	335,42 (24,71/30,42)	*48,84 (9,22/13,15)
VL r	48,19 (8,39/11,82)	300,63 (21,69/78,98)	36,88 (5,79/10,63)	50,55 (6,36/15,14)	303,75 (37,00/22,49)	38,54 (3,90/12,58)
AM r	13,40 (1,79/4,61)	165,94 (54,88/31,09)	10,11 (1,32/3,65)	11,71 (4,01/2,79)	180,98 (32,19/32,18)	8,66 (3,19/2,00)
BF r	20,08 (6,18/7,25)	338,75 (65,86/68,58)	14,93 (3,97/5,33)	20,81 (8,23/8,97)	355,76 (57,15/49,33)	15,41 (6,44/6,60)
STM r	17,77 (8,00/5,55)	332,08 (77,71/116,38)	13,26 (5,56/4,13)	20,64 (4,24/7,51)	348,16 (56,67/67,53)	15,13 (3,38/5,53)
TA r	20,68 (9,80/3,67)	365,85 (48,25/739,30)	15,50 (6,66/2,65)	25,28 (3,32/4,73)	379,39 (80,46/84,21)	18,35 (3,07/2,66)
PL r	*33,17 (9,13/8,02)	288,86 (31,49/44,26)	*24,43 (7,05/5,56)	*33,08 (4,98/10,14)	301,15 (28,50/52,59)	*23,87 (4,12/6,40)
Gcl r	*44,31 (8,54/8,50)	268,90 (27,08/42,60)	*32,36 (7,62/6,36)	*42,92 (5,60/12,82)	264,42 (33,54/47,69)	*30,80 (4,97/8,44)
Gcm r	35,56 (7,02/3,67)	395,77 (20,68/9,16)	26,42 (5,63/2,81)	36,96 (11,36/4,91)	393,90 (34,82/46,08)	26,99 (9,51/3,29)
Sol r	*44,54 (11,67/6,69)	395,19 (82,77/23,14)	33,28 (8,64/5,13)	*51,31 (5,98/13,54)	398,05 (49,19/34,30)	37,98 (4,22/10,54)

5.2.3 Lastabhängigkeit zeitunabhängiger Parameter

Die Auswirkungen der Last auf das Verhalten der Muskulatur werden hier exemplarisch durch die mittleren Rangzahlen im Friedman Test bei 80 U/min dargestellt. Die Analyse wurde für alle Probanden zusammen vorgenommen, also ohne geschlechtsspezifische Unterteilung. Die kritische Rangzahldifferenz (KRD) von 0,61 ist als signifikanter Unterschied zwischen Rangzahlen anzusehen.

Die Rangzahlencharakteristik der Mittelwerte, eine stetige Erhöhung der Rangzahl bei steigender Leistungsanforderung, ist im Vergleichspedal einheitlich. Die kritische Rangzahldifferenz wird von einem Großteil der Muskeln überschritten. Die Rangzahlen der Muskeln **Gcm** beidseits bleiben bei der Lastzunahme annähernd unverändert. Auch für den **TA** sowie den **Sol** lässt sich kein signifikanter Anstieg der Rangzahlen mit zunehmender Last nachweisen. Generell fällt auf, dass die Lastabhängigkeit für die Unterschenkelmuskeln geringer ausgeprägt erscheint als für die Muskeln der Oberschenkel und der Hüfte.

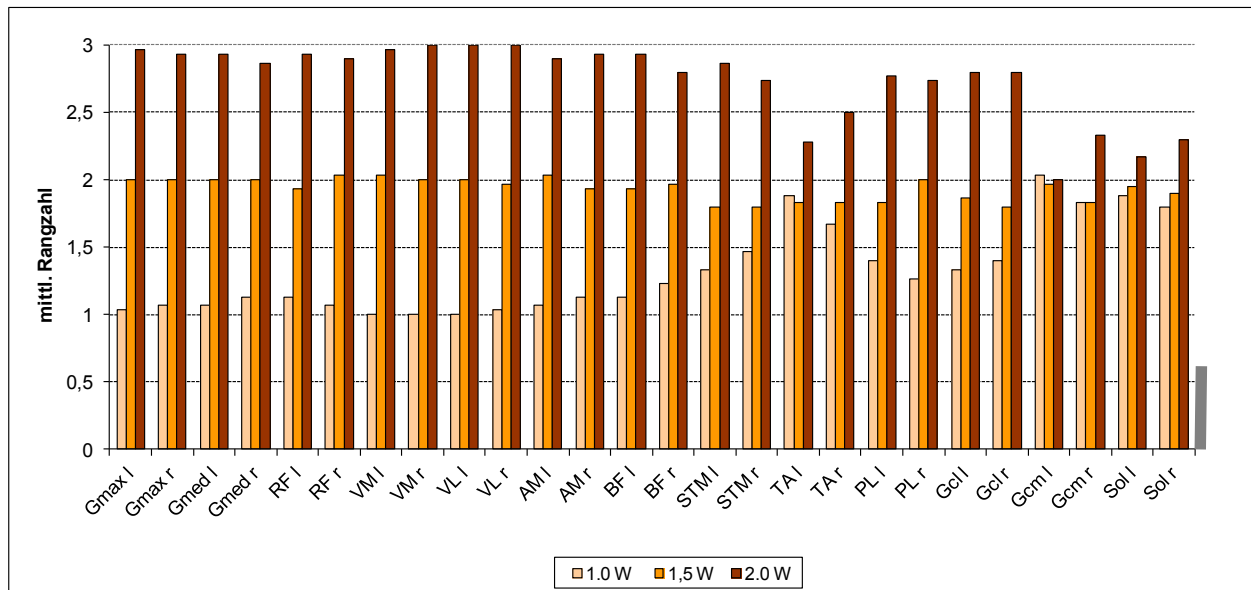


Abbildung 5.3: Darstellung der mittleren Rangzahlen der Mittelwerte des Vergleichspedals bei steigender Belastung und 80 U/min für alle untersuchten Muskeln aller Probanden. Kritische Rangzahldifferenz 0,61 (grauer Balken).

Im Testpedal ist die Rangzahlencharakteristik dem Vergleichspedal sehr ähnlich.

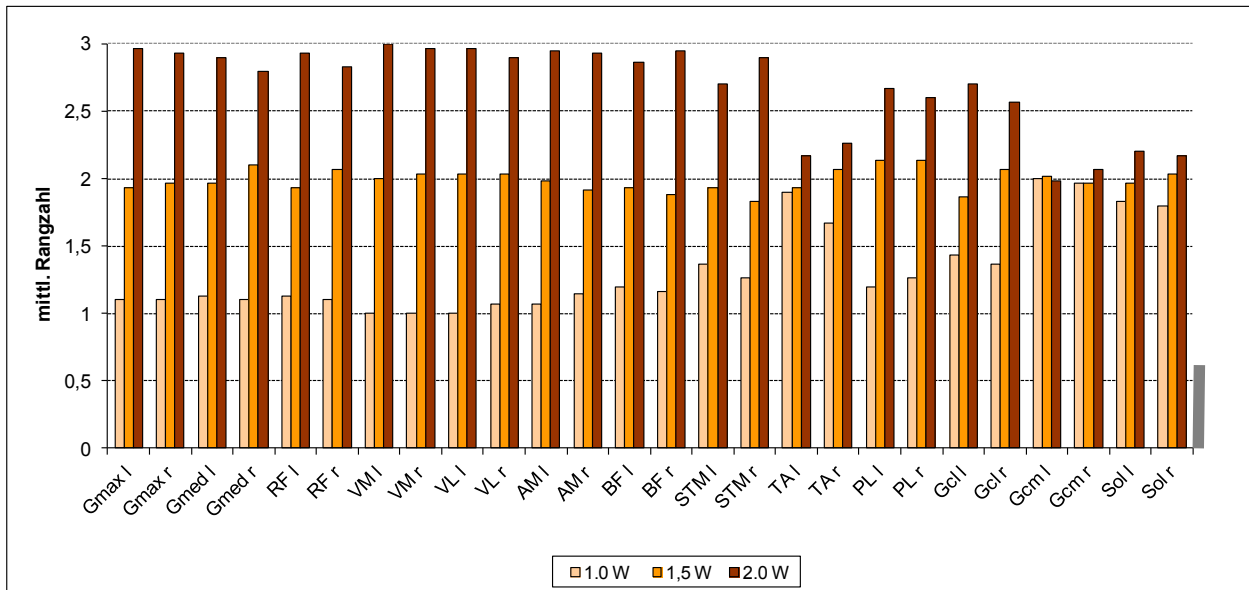


Abbildung 5.4: Darstellung der mittleren Rangzahlen der Mittelwerte des Testpedals bei steigender Belastung und 80 U/min für alle untersuchten Muskeln aller Probanden. Kritische Rangzahl Differenz 0,61 (grauer Balken).

Die Rangzahlencharakteristik der Range (Abbildung 5.5) die ein Maß für die relative Schwankungsbreite der Amplitude ist, unterscheidet sich deutlich von der Charakteristik des Mittelwertes. So ist keine einheitliche Zunahme der Rangzahl mit steigender Belastung ersichtlich. Teilweise sind Seitenunterschiede innerhalb des gleichen Muskels zu erkennen, wie am Beispiel **Gmed** zu sehen ist. Nur vereinzelt wird die kritische Rangzahldifferenz überstiegen (**Gmax**, **VM re**). Einige Muskeln zeigen einen sichtlichen Rangzahlenunterschied (**VL re**, **STM re**, **Gmed li**), jedoch wird hierbei die kritische Rangzahldifferenz nicht überschritten.

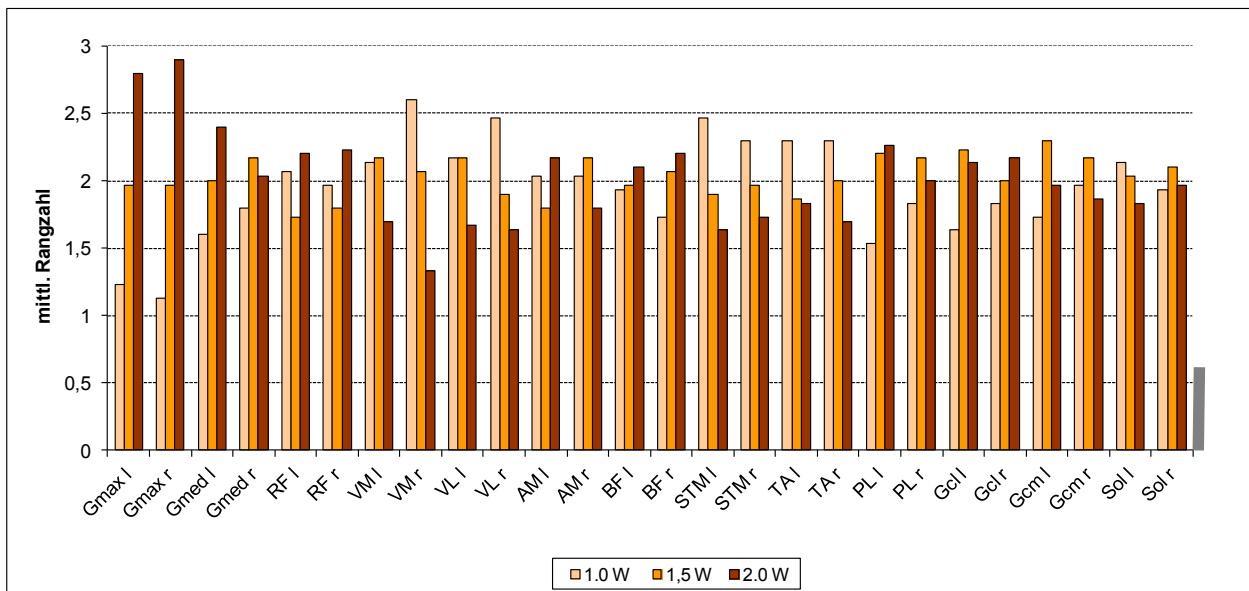


Abbildung 5.5: Darstellung der Range-Rangzahlen des Vergleichspedals bei steigender Belastung und 80 U/min für alle untersuchten Muskeln aller Probanden. Kritische Rangzahldifferenz 0,61 (grauer Balken).

Im Testpedal (Abbildung 5.6) sind bezüglich dem Verlauf der Rangzahlen im Vergleich zum normalen Pedal nur vereinzelt Unterschiede zu sehen. Im Überblick wird die kritische Rangzahldifferenz auch hier nur vereinzelt überstiegen (**Gmax**, **VM re**, **VL li**). Weiterhin fällt beispielsweise im **Gmed li** auf, dass die Rangzahlen im Pedalvergleich unterschiedlich sind. Die steigende Wattzahl hat keinen steigenden Einfluss auf die Range des Muskels im Testpedal.

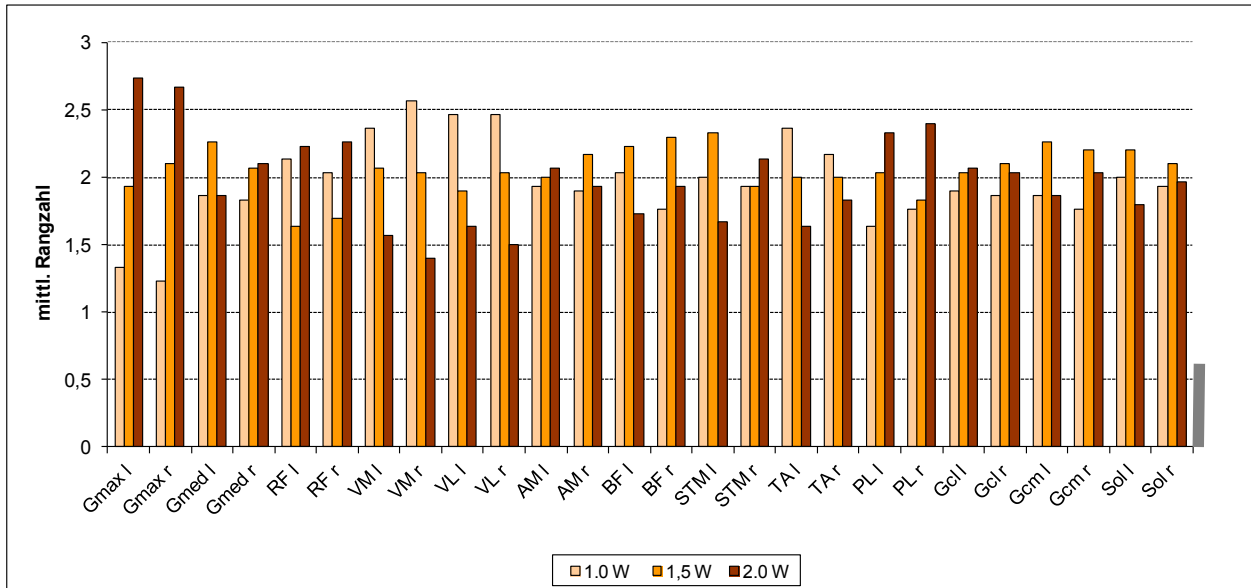
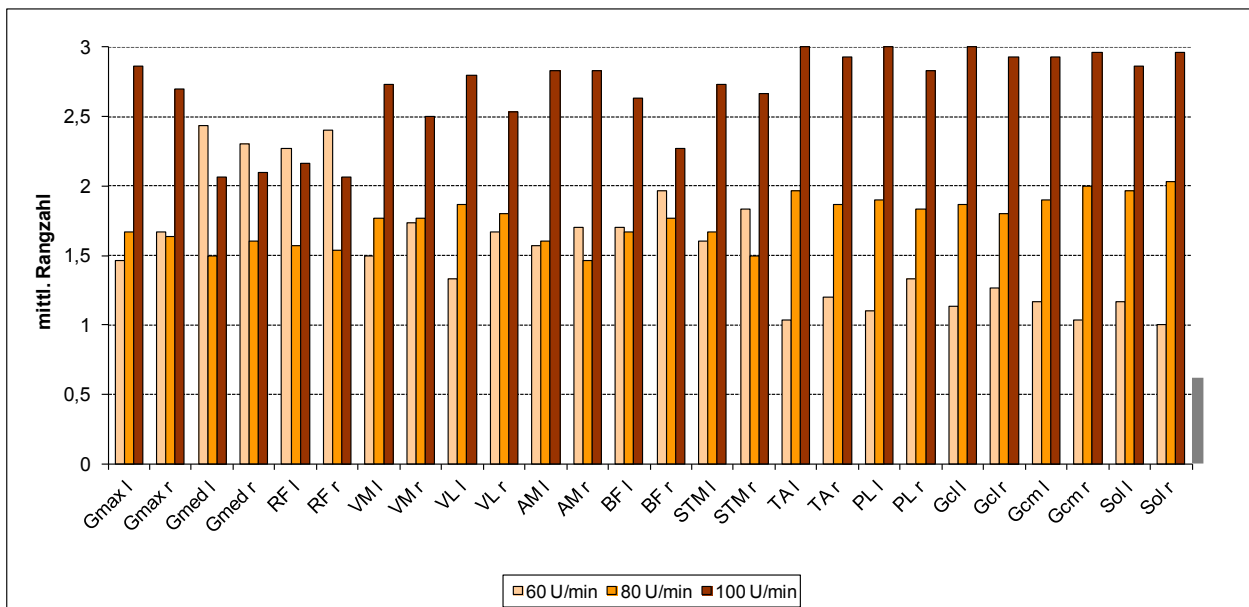


Abbildung 5.6: Darstellung der Range-Rangzahlen des Testpedals bei steigender Belastung und 80 U/min für alle untersuchten Muskeln aller Probanden. Kritische Rangzahldifferenz 0,61 (grauer Balken).

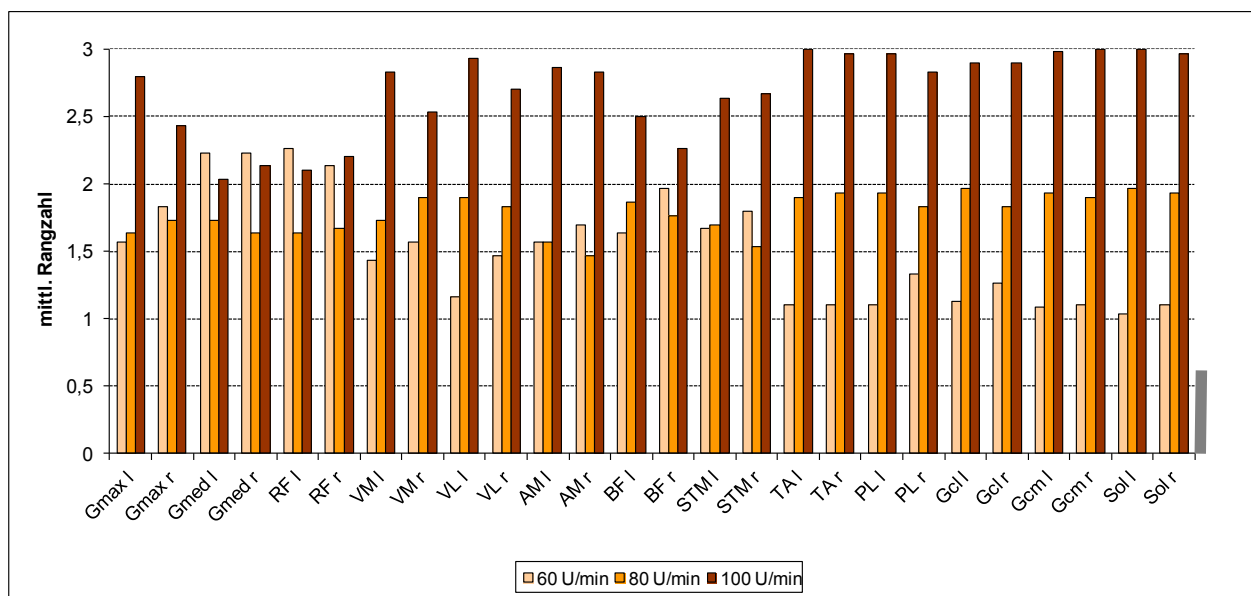
5.2.4 Geschwindigkeitsabhängigkeit zeitunabhängiger Parameter

Die geschwindigkeitsabhängige Rangzahlencharakteristik der Muskulatur bei konstanter Leistung (hier beispielhaft bei 1,5W dargestellt) zeigt Unterschiede im Vergleich zu den lastabhängigen Rangzahlen. Die kritische Rangzahldifferenz wird mit Ausnahme des **BF** re von jeden Muskel überschritten.

Auch hier ist, mit Ausnahme der **Gmed** und **RF**, die höchste Rangzahl bei der höchsten Umdrehungszahl anzutreffen. Jedoch wird die kritische Rangzahldifferenz hauptsächlich zwischen 80 und 100 U/min überschritten. Weiterhin sind im Gegensatz zur Situation der Laststeigerung deutlich größere Rangzahldifferenzen in der Muskulatur der Unterschenkel zu sehen.



5.7: Darstellung der mittleren Rangzahlen der Mittelwerte des Vergleichspedals bei steigender Umdrehung und 1,5 W für alle untersuchten Muskeln aller Probanden. Kritische Rangzahldifferenz 0,61 (grauer Balken).



5.8: Darstellung der mittleren Rangzahlen der Mittelwerte des Testpedals bei steigender Umdrehung und 1,5 W für alle untersuchten Muskeln aller Probanden. Kritische Rangzahldifferenz 0,61 (grauer Balken).

Die Charakteristik des Testpedals deckt sich zumeist mit der des Vergleichspedals. Die Unterschenkelmuskulatur wird somit hauptsächlich von der Umdrehungsgeschwindigkeit beeinflusst, während die Aktivität der Oberschenkel- und Hüftmuskulatur vorwiegend von der Last abhängig ist.

Auch in der geschwindigkeitsabhängigen Rangzahlencharakteristik ist kein einheitliches Verhalten der Rangzahlen bezüglich der steigenden Umdrehungen und der korrespondierenden Schwankungsbreite der Muskelaktivität zu verzeichnen. So wird im Vergleichspedal die kritische Rangzahldifferenz vereinzelt (**Gmax**, **VM**, **BF** re **PL** li, **Gcm**, **Sol**) überschritten.

Das Testpedal weist auch hier im Vergleich nur geringfügige Unterschiede zum Vergleichspedal auf. Die KRD wird hier einzeln (**Gmed**, **RF** re, **VM** re, **BF** re, **Gcm**, **Sol**) überschritten.

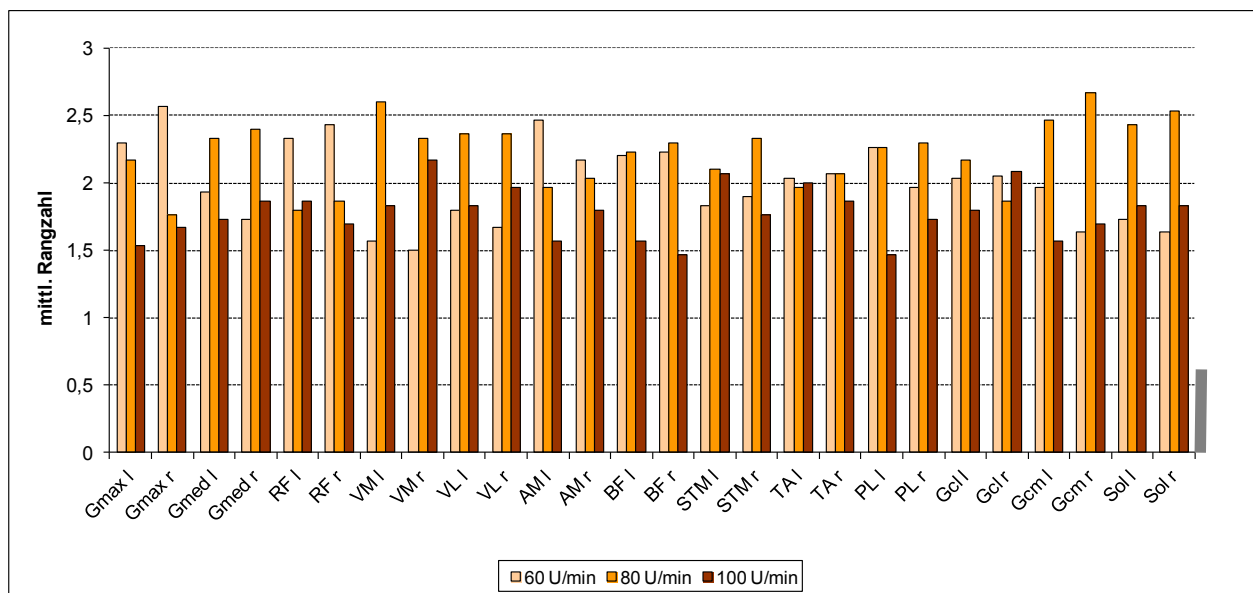


Abbildung 5.9: Darstellung der Range-Rangzahlen des Vergleichspedals bei steigender Umdrehung und 1,5 W für alle untersuchten Muskeln aller Probanden. Kritische Rangzahldifferenz 0,61 (grauer Balken).

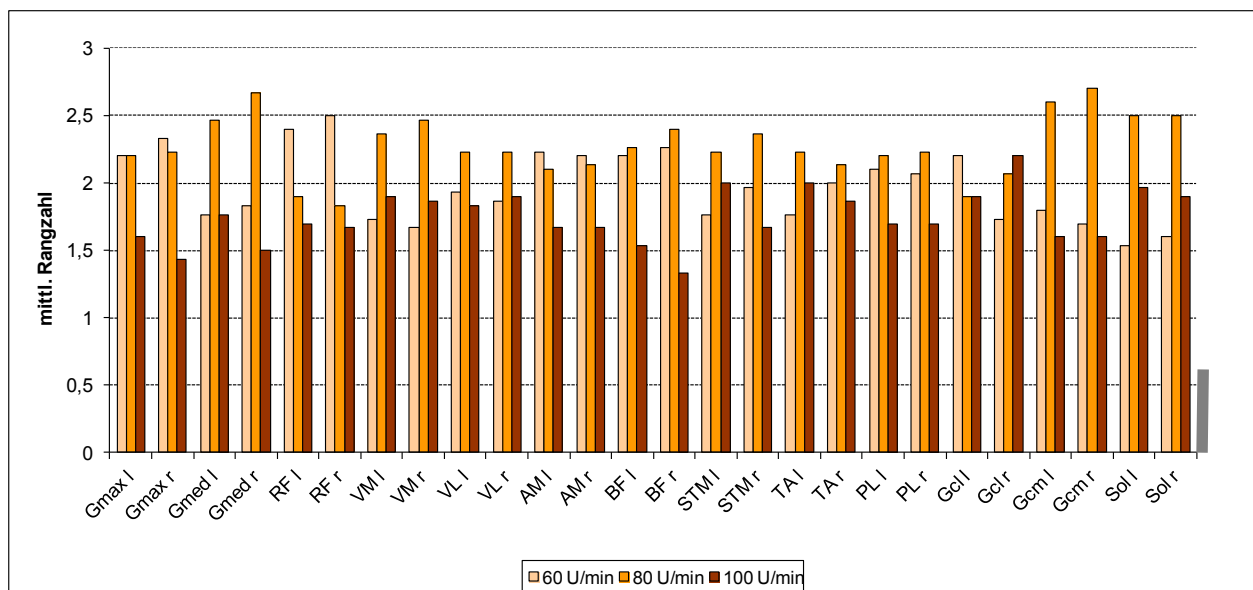


Abbildung 5.10: Darstellung der Range-Rangzahlen des Testpedals bei steigender Umdrehung und 1,5 W für alle untersuchten Muskeln aller Probanden. Kritische Rangzahldifferenz 0,61 (grauer Balken).

5.3 Zeitabhängige Werte

5.3.1 Muskelaktivität während der Pedalumdrehung

Zur Beurteilung der Muskelaktivität aller Probanden in den verschiedenen Abschnitten der Pedalumdrehung wurden die Daten einer Pedalumdrehung auf 100% normiert und in 0,5%-Abschnitten statistisch verglichen. Somit ist eine systematische Betrachtung der Muskelaktivität zwischen den verschiedenen Pedalarten in den einzelnen Abschnitten der Pedalumdrehung möglich. Exemplarisch sind hier die Ergebnisse der rechten Bein- und Hüftmuskulatur aufgeführt.

Um die Muskelamplituden bildlich darzustellen, wurden die RMS Werte in den Diagrammen links abgebildet. Weiterhin wurden diese Werte auf 100% der Amplitudenmaxima normiert, sodass ein Vergleich der Muskelaktivitätsmuster der einzelnen Muskeln möglich ist. Diese Normierung ist in den Diagrammen rechts abgebildet.

Der **Gmax** zeigt leichte Unterschiede zwischen den Pedalen in der Abwärtsbewegung des Pedals. Es ist ersichtlich, dass der Muskel in der Abwärtsbewegung aktiv ist, aber auch eine geringe Aktivität während der beginnenden Aufwärtsbewegung aufweist.

Der **Gmed** hat ein ähnliches Aktivitätsmuster wie der **Gmax**. Jedoch ist der Anstieg der Amplitude während der Pedal-Abwärtsbewegung steiler und der Aktivitätszeitraum kürzer. Signifikante Unterschiede zwischen den Pedalen sind in diesem Zeitraum bei den absoluten sowie bei den relativen Werten zu finden, wobei hier das Testpedal in den absoluten Daten die höheren Werte erzielt.

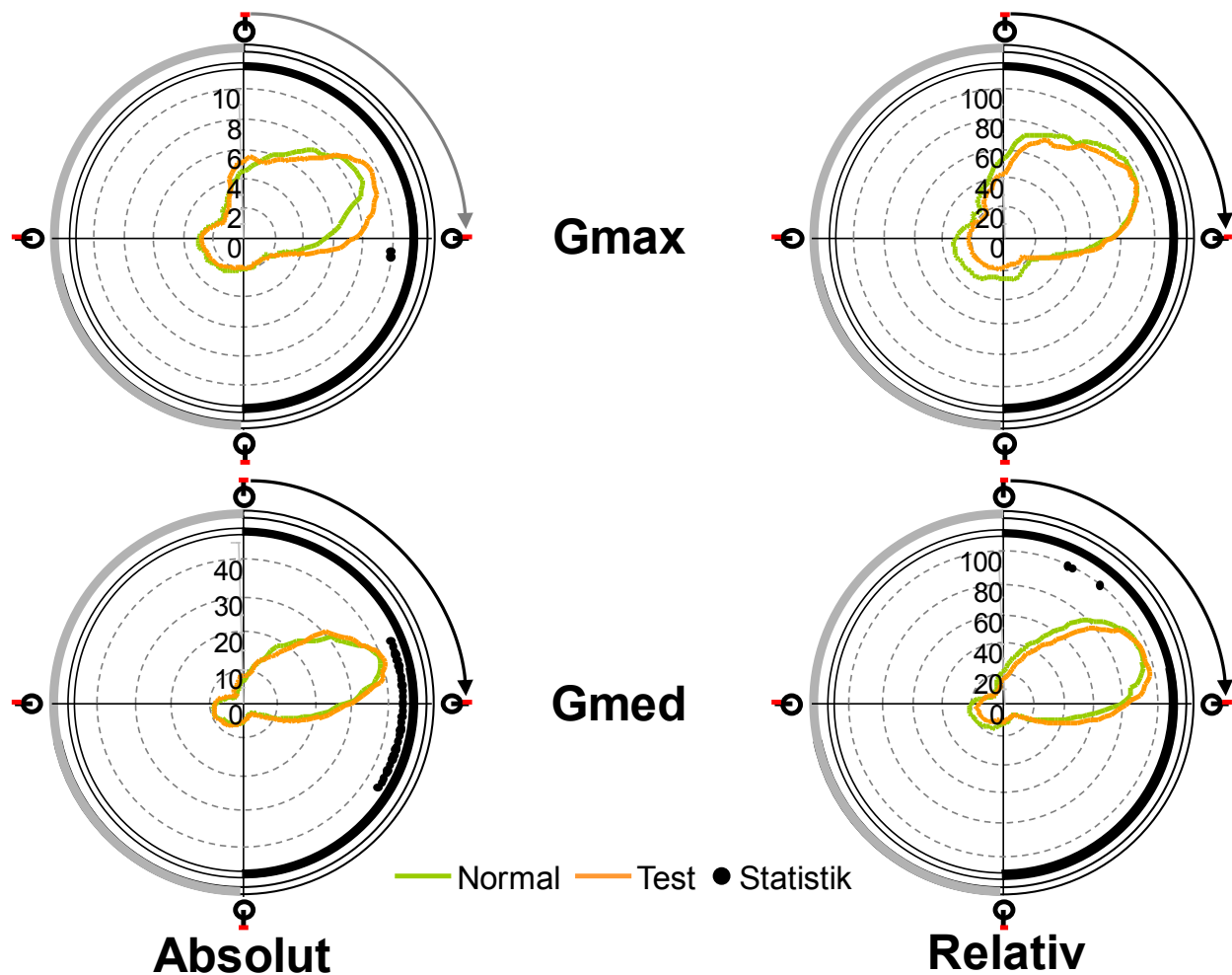


Abbildung 5.11: Darstellung des Amplitudenverlaufes beider Pedale der Muskeln Gmax und Gmed während einer kompletten Pedalumdrehung. Links sind die absoluten (in μV), rechts die relativen Werte (in %) abgebildet. Signifikante Unterschiede zwischen den Pedalen sind mit einem schwarzen Punkt gekennzeichnet. Dargestellt ist die Situation 80 U/min, 1,5 W/kgKG.

Der Muskel **RF** weist einen zweigipfligen Verlauf auf. Der Muskel ist bei der Aufwärtsbewegung sowie auch bei der Abwärtsbewegung des Pedals aktiv. Es zeigt sich weiterhin, dass der Muskel annähernd durchgängig während einer Pedalumdrehung aktiv ist. Lediglich im Bereich des unteren Umkehrpunktes wird er praktisch nicht aktiviert. Signifikante Unterschiede zwischen den beiden Pedaltypen lassen sich nicht nachweisen.

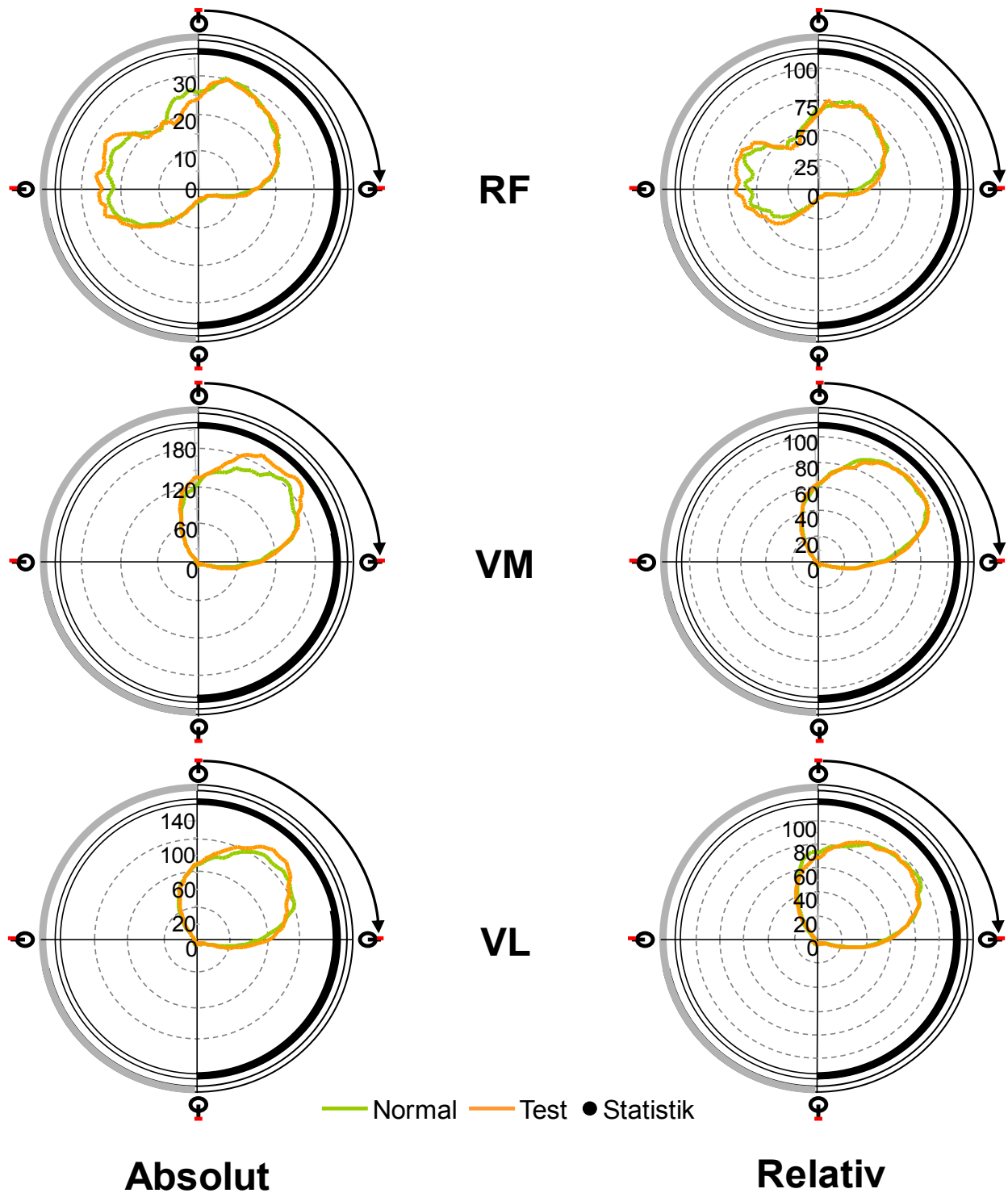


Abbildung 5.12: Darstellung des Amplitudenverlaufes beider Pedale der Muskeln RF, VM und VL während einer kompletten Pedalumdrehung. Links sind die absoluten (in μV), rechts die relativen Werte (in %) abgebildet. Signifikante Unterschiede zwischen den Pedalen sind mit einem schwarzen Punkt gekennzeichnet. Dargestellt ist die Situation 80 U/min, 1,5 W/kgKG.

Die Muskeln **VM** und **VL** zeigen im Verlauf der Pedalumdrehung jeweils eingipflige Amplitudenverläufe während der Pedalabwärtsbewegung, die schon im letzten Abschnitt der Pedalaufwärtsbewegung beginnen, dann aber bereits mit Erreichen der Hälfte der Abwärtsbewegung praktisch wieder beendet werden.

Der **AM** hat eine durchgängige Grundaktivität, die ein Maximum bei der beginnenden Abwärtsbewegung der Umdrehung findet. Unterschiede zwischen den Pedalarten lassen sich nicht nachweisen.

Der **BF** weist ebenfalls keine signifikanten Unterschiede in der Amplitude zwischen den Pedalen auf. Der Muskel hat jedoch bei Nutzung des Testpedals einen ungleichmäßigeren Anstieg und gleichzeitig ein höheres Amplitudenmaximum bei der Abwärtsbewegung des Pedals. Dieser ist aber nicht systematisch von dem des Standardpedals abzugrenzen.

Die Amplitudenverlaufsform des **STM** zeigt eine kontinuierlich steigende Kurve während der Abwärtsbewegung der Pedalumdrehung. Sie beginnt jedoch schon in den letzten Phasen der Aufwärtsbewegung und zeigt hier leichte Unterschiede zwischen den Pedalarten. Es sind jedoch keine signifikanten Unterschiede nachzuweisen.

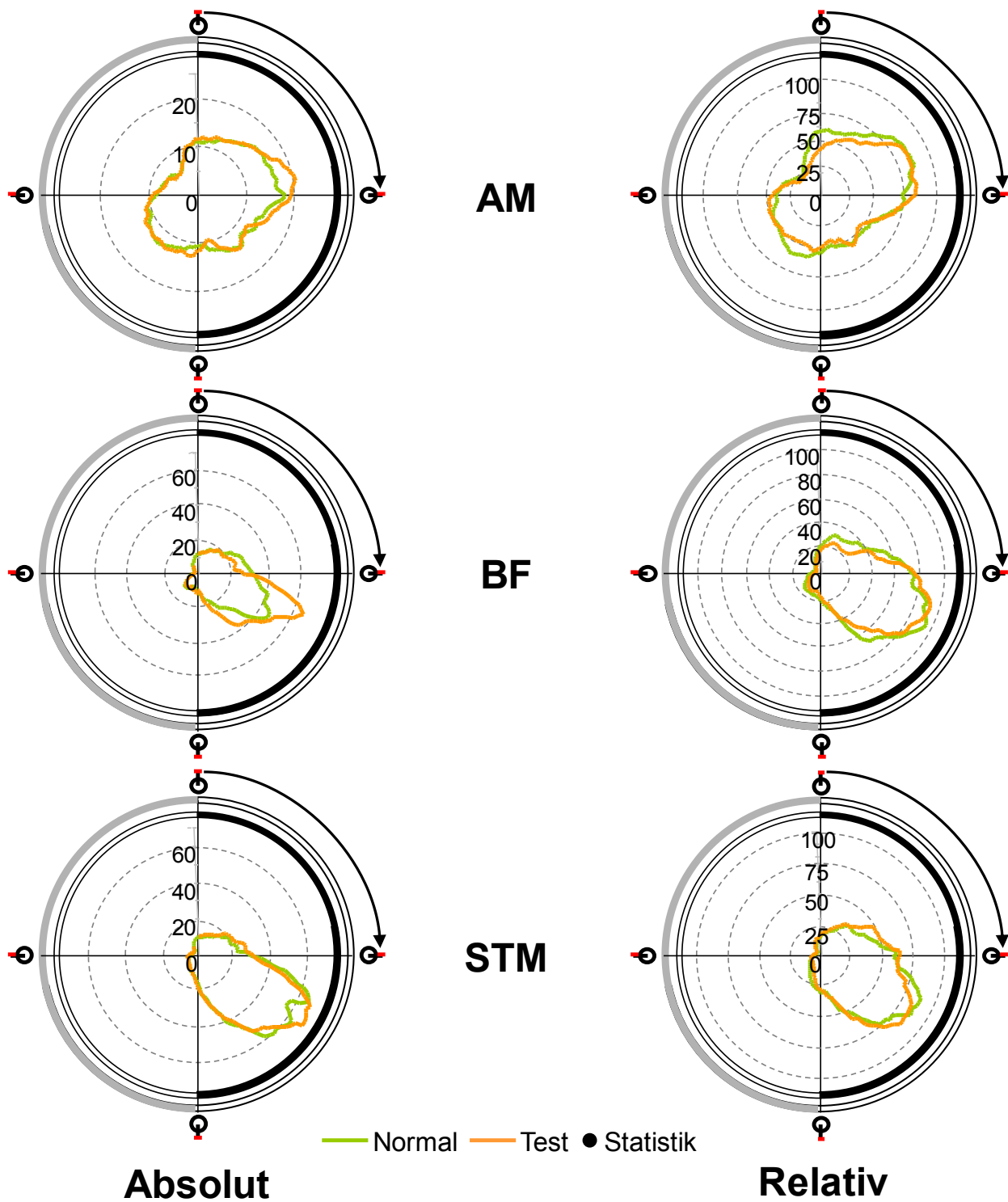


Abbildung 5.13: Darstellung des Amplitudenverlaufes beider Pedale der Muskeln AM, BF und STM während einer kompletten Pedalumdrehung. Links sind die absoluten (in μV), rechts die relativen Werte (in %) abgebildet. Signifikante Unterschiede zwischen den Pedalen sind mit einem schwarzen Punkt gekennzeichnet. Dargestellt ist die Situation 80 U/min, 1,5 W/kgKG.

Der **TA** weist eine Amplitudenspitze während der zweiten Hälfte der Aufwärtsbewegung des Pedals auf. Weiterhin ist eine leichte Aktivität während der Abwärtsbewegung zu finden.

Eine Grundaktivität des Muskels **PL** ist jederzeit während der Umdrehung vorhanden. Zwei Amplitudenspitzen sind nachzuweisen, wobei die größte Amplitude bei der Abwärtsbewegung des Pedals zu finden ist. Zwischen den Pedalen sind signifikante Unterschiede in der Amplitude während der beginnenden Abwärtsbewegung ersichtlich, wobei die höhere Aktivität durch das Vergleichspedal erzielt wird.

Während der Pedalumdrehung hat der **Gcl** einen sehr markanten Amplitudenverlauf. Die zwei Amplitudenspitzen befinden sich in der zweiten Hälfte der Abwärtsbewegung und am Beginn der Aufwärtsbewegung. In den Spitzen erscheint die Aktivität des Vergleichspedals höher, die ersichtlichen Unterschiede zwischen den Pedalen sind jedoch nicht signifikant.

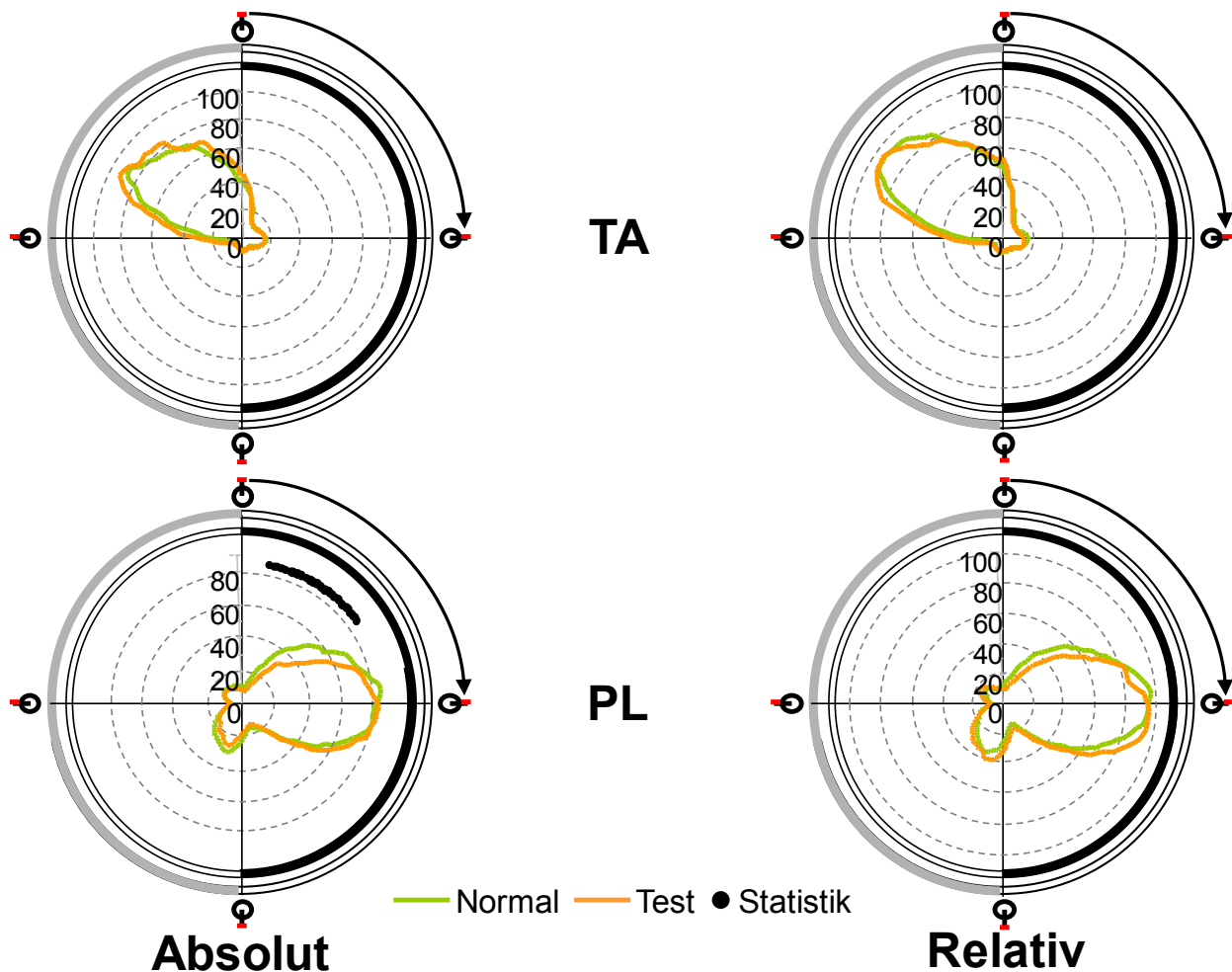


Abbildung 5.14: Darstellung des Amplitudenverlaufes beider Pedale der Muskeln TA und PL während einer kompletten Pedalumdrehung. Links sind die absoluten (in μV), rechts die relativen Werte (in %) abgebildet. Signifikante Unterschiede zwischen den Pedalen sind mit einem schwarzen Punkt gekennzeichnet. Dargestellt ist die Situation 80 U/min, 1,5 W/kgKG.

Auch die Aktivität des **Gcm** hat einen klaren Verlauf. Sie weist eine Amplitudenspitze im unteren Bereich der Abwärtsbewegung auf. Weiterhin stagniert die Aktivitätsabnahme am unteren Umkehrpunkt, an dem die Aktivität des Testpedals sichtbar höhere Werte hat, die jedoch nicht statistisch nachweisbar sind.

Der **Sol** hat einen dem **Gcm** sehr ähnlichen Amplitudenverlauf. Auch hier sind Unterschiede in Abwärtsbewegung zu sehen, wobei das Testpedal mehr Aktivität im Muskel hervorruft.

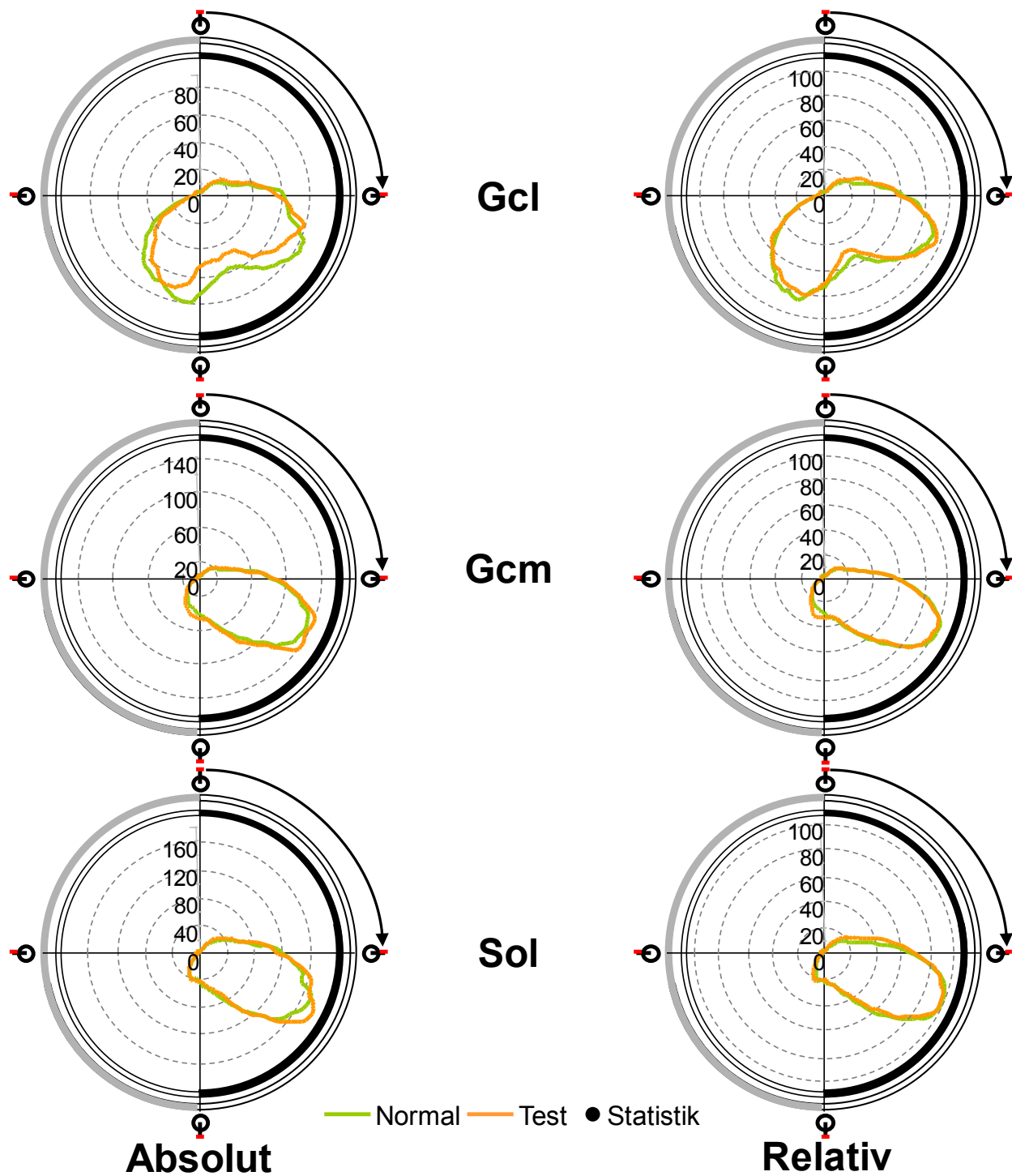


Abbildung 5.15: Darstellung des Amplitudenverlaufes beider Pedale der Muskeln Gcl, Gcm und Sol während einer kompletten Pedalumdrehung. Links sind die absoluten (in μV), rechts die relativen Werte (in %) abgebildet. Signifikante Unterschiede zwischen den Pedalen sind mit einem schwarzen Punkt gekennzeichnet. Dargestellt ist die Situation 80 U/min, 1,5 W/kgKG.

5.3.2 Lasteinfluss auf die zeitabhängigen Daten

Wie schon bei den zeitunabhängigen Daten erwähnt, stellt der Friedman Test eine Rangzahlenordnung für mehr als zwei Variablen dar. Exemplarisch abgebildet sind die Muskeln der rechten Körperseite für die Vergleichs- sowie Testpedale. Dargestellt sind die Daten der absoluten und relativen Werte, sowie deren korrespondierenden Friedman-Statistik, hier mit einer zeitlichen Auflösung von 10% der kompletten Umdrehung.

Der Zuwachs an Last ruft beim **Gmax** einen stetigen Zuwachs in der Muskelaktivität hervor. Die kritische Rangzahldifferenz zwischen den einzelnen Wattstufen wird mehrmals deutlich überstiegen. Hierbei zeigt sich im Pedalvergleich eine im Testpedal harmonischere Abstufung zwischen den einzelnen Wattstufen. Im Vergleichspedal wird nahe des oberen Umkehrpunktes kein klarer Amplitudenunterschied zwischen den Wattstufen deutlich, wie er im Testpedal zu finden ist. Die Berechnung der relativen Daten weist im Pedalvergleich auf ein größeres Maß der Phasizität bei steigenden Laststufen hin.

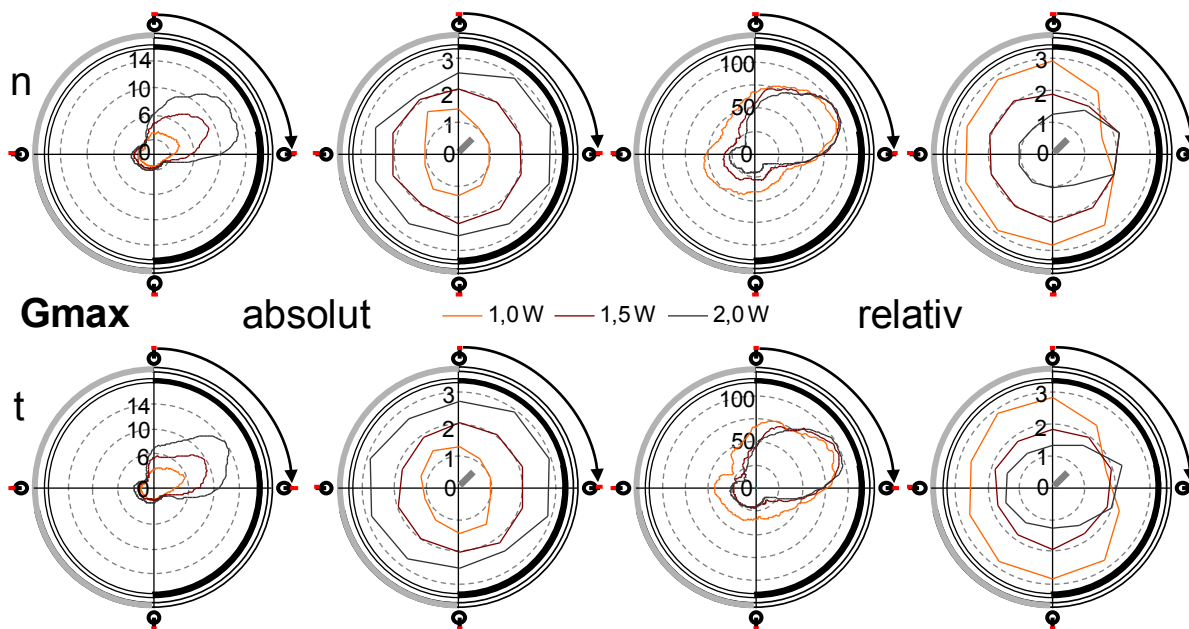


Abbildung 5.16: Darstellung der absoluten (in μV) und relativen (in %) Daten der zeitabhängigen Parameter beider Pedale bei 80 U/min und 1,0, 1,5, und 2,0 W/kg KG des Muskels Gmax. Das 2. und 4. Diagramm jeder Reihe stellt die entsprechende Friedman-Rangzahlen-Statistik mit der KRD (grauer Balken) von 0,61 dar.

Der **Gmed** zeigt bei steigender Last keine kontinuierliche Steigerung der muskulären Aktivität. So ist speziell in der Steigerung von 1,5 - 2,0W keine offensichtliche Steigerung in der Muskelaktivität zu verzeichnen, wie sie von 1,0 - 1,5W zu finden ist. Im Pedalvergleich zeigt sich jedoch, dass im Testpedal eine harmonischere Abstufung zwischen den einzelnen Wattstufen herrscht. Das Koordinationsmuster unterscheidet sich nur geringfügig zwischen den Pedalen. Trotzdem lässt sich im Vergleich eine geringere Abstufung zwischen den einzelnen Wattstufen im Testpedal erkennen.

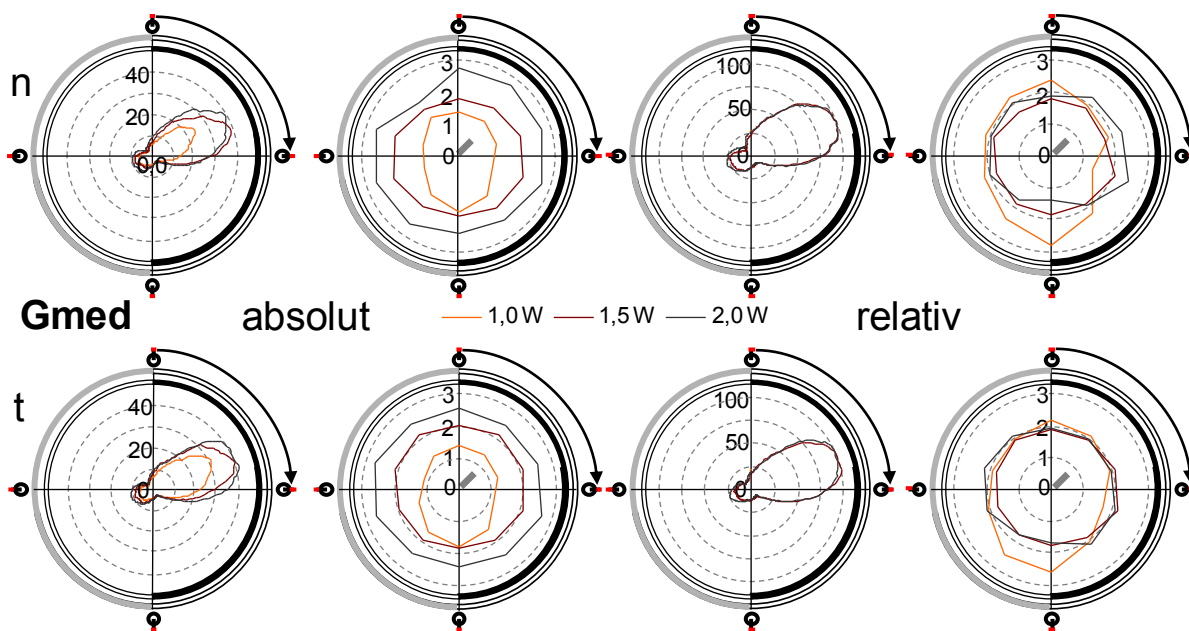


Abbildung 5.17: Darstellung der absoluten (in μV) und relativen (in %) Daten der zeitabhängigen Parameter beider Pedale bei 80 U/min und 1,0, 1,5, und 2,0W/kg KG des Muskels Gmed. Das 2. und 4. Diagramm jeder Reihe stellt die entsprechende Friedman-Rangzahlen-Statistik mit der KRD (grauer Balken) von 0,61 dar.

Der **RF** weist einen kontinuierlichen Anstieg der Muskelaktivität bei steigender Wattstufe auf. Im Testpedal wird hauptsächlich zwischen 1,5W und 2,0W eine kontinuierliche gleichmäßige Abstufung der Rangzahlen erzielt, eine Harmonie, die so im Vergleichspedal nicht erreicht wird. Der Muskel reagiert bei steigender Last auch mit einem veränderten Koordinationsmuster, wobei im Vergleichspedal die höchste Wattstufe im Vergleich zu den anderen Laststufen einen steileren An- und Abstieg in der Muskelkoordinationskurve hervorruft.

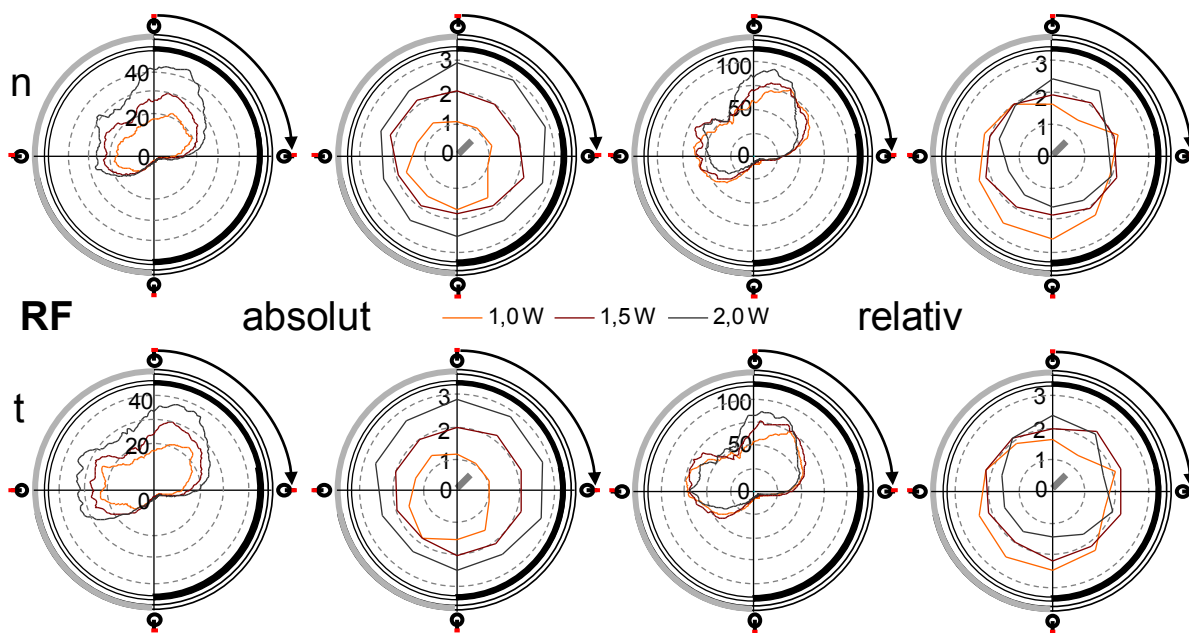


Abbildung 5.18: Darstellung der absoluten (in μV) und relativen (in %) Daten der zeitabhängigen Parameter beider Pedale bei 80 U/min und 1,0, 1,5, und 2,0W/kg KG des Muskels RF. Das 2. und 4. Diagramm jeder Reihe stellt die entsprechende Friedman-Rangzahlen-Statistik mit der KRD (grauer Balken) von 0,61 dar.

Beim **VM** führt eine steigende Wattzahl zu einer Steigerung der Muskelaktivität. Die kritische Rangzahldifferenz wird im Testpedal in nahezu allen untersuchten Punkten zwischen den einzelnen Wattstufen überschritten. Diese Zunahme an Muskelaktivität wird teilweise von einem veränderten Koordinationsmuster begleitet. Hierbei zeigt sich der steilere Anstieg der Muskelkoordinationskurve bei steigender Wattstufe, welche für die erhöhten rms Werte sorgen. Einen deutlicheren Unterschied zwischen den Pedalen lässt sich für die relativen Werte nicht beobachten.

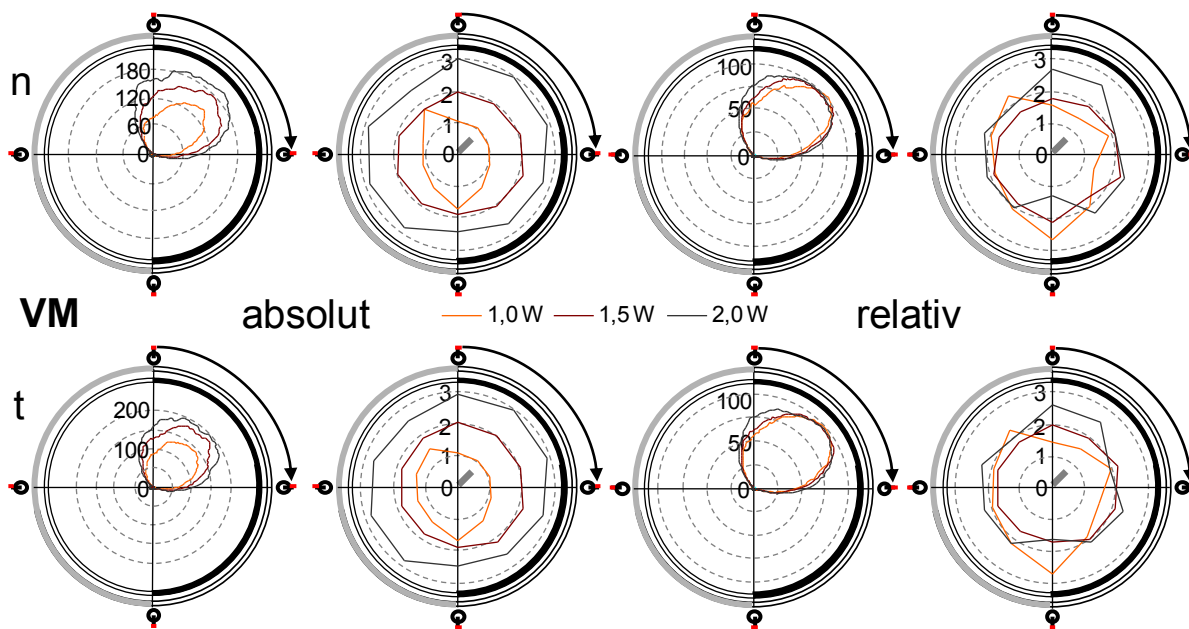


Abbildung 5.19: Darstellung der absoluten (in μV) und relativen (in %) Daten der zeitabhängigen Parameter beider Pedale bei 80 U/min und 1,0, 1,5, und 2,0 W/kg KG des Muskels VM. Das 2. und 4. Diagramm jeder Reihe stellt die entsprechende Friedman-Rangzahlen-Statistik mit der KRD (grauer Balken) von 0,61 dar.

Der **VL** hat ein ähnliches Verhalten wie der **VM**. So wird auch hier die kritische Rangzahldifferenz während der Hauptaktivitätsphase in der Abwärtsbewegung der Umdrehung überstiegen. Am oberen Umkehrpunkt zeigen die relativen Daten, dass die einzelnen Wattstufen eine leichte Veränderung des Koordinationsmusters des Muskels hervorrufen. Lediglich am oberen Umkehrpunkt ist speziell für die 1,5-Wattstufe ein unterschiedliches Verhalten der Koordinationsmuster für beide Pedale erkennbar.

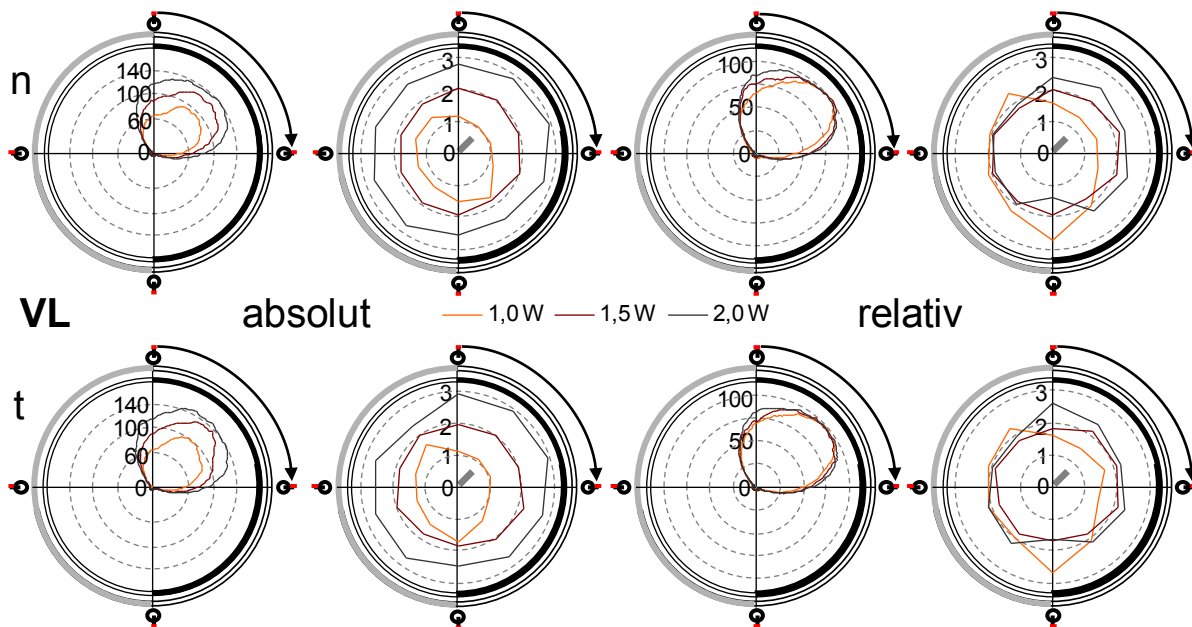


Abbildung 5.20: Darstellung der absoluten (in μV) und relativen (in %) Daten der zeitabhängigen Parameter beider Pedale bei 80 U/min und 1,0, 1,5, und 2,0W/kg KG des Muskels VL. Das 2. und 4. Diagramm jeder Reihe stellt die entsprechende Friedman-Rangzahlen-Statistik mit der KRD (grauer Balken) von 0,61 dar.

54

Im **BF** werden Unterschiede zwischen den Pedalen sichtbar. Der Zuwachs an Aktivität erfolgt im Testpedal stetiger und direkter. Die kritische Rangzahldifferenz wird im Testpedal während der Abwärtsbewegung zumindest zwischen der 1,5 - 2,0W Stufe überschritten. Dieser Zuwachs im Testpedal wird jedoch nur durch kleine Variationen in der Muskelkoordination hervorgerufen. Zwischen den Pedalen sind hier nur dezente Unterschiede feststellbar.

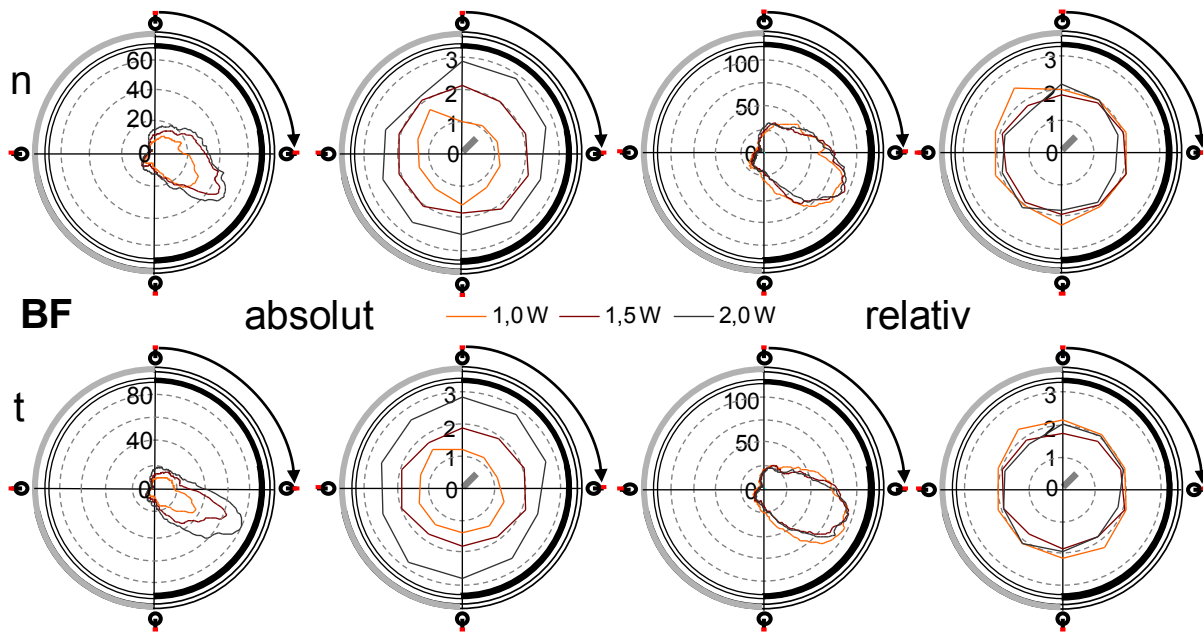


Abbildung 5.22: Darstellung der absoluten (in μV) und relativen (in %) Daten der zeitabhängigen Parameter beider Pedale bei 80 U/min und 1,0, 1,5, und 2,0W/kg KG des Muskels BF. Das 2. und 4. Diagramm jeder Reihe stellt die entsprechende Friedman-Rangzahlen-Statistik mit der KRD (grauer Balken) von 0,61 dar.

Das Testpedal ruft, verglichen mit dem Vergleichspedal, im **STM** eine vermehrte Aktivität zwischen 1,0 - 1,5W hervor. Die KRD wird nur punktuell überschritten. Jedoch zeigt sich im Testpedal während der Amplitudenmaxima eine gut erkennbare Abstufung zwischen den einzelnen Wattstufen, eine Effekt der im Vergleichspedal zwischen 1,0W - 1,5W nicht auftritt.

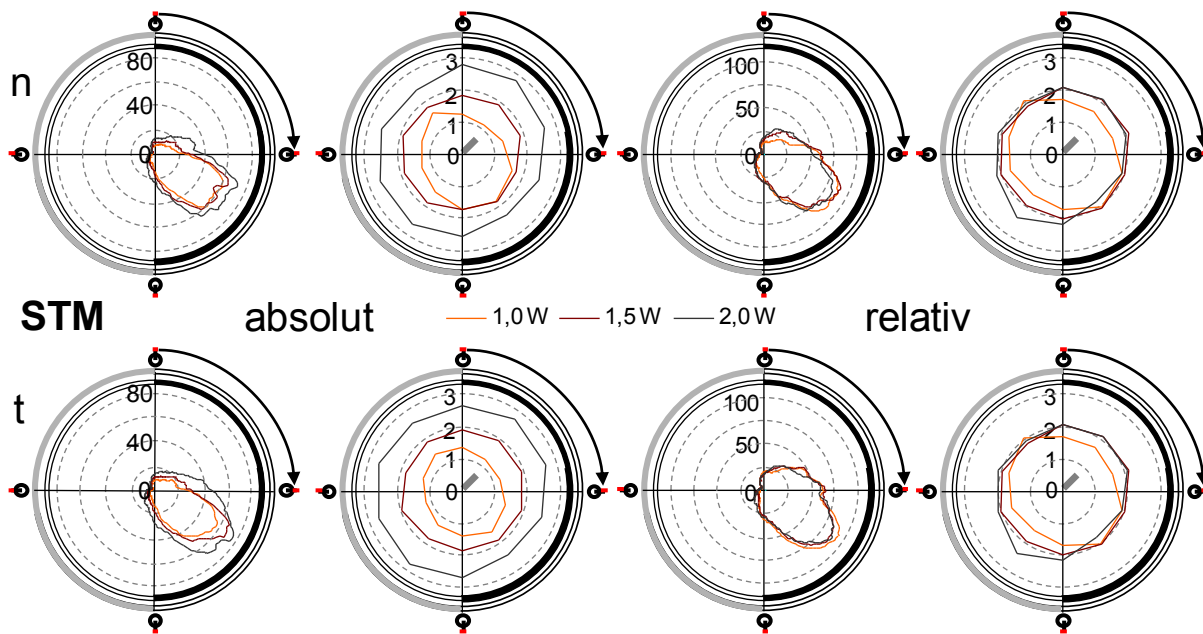
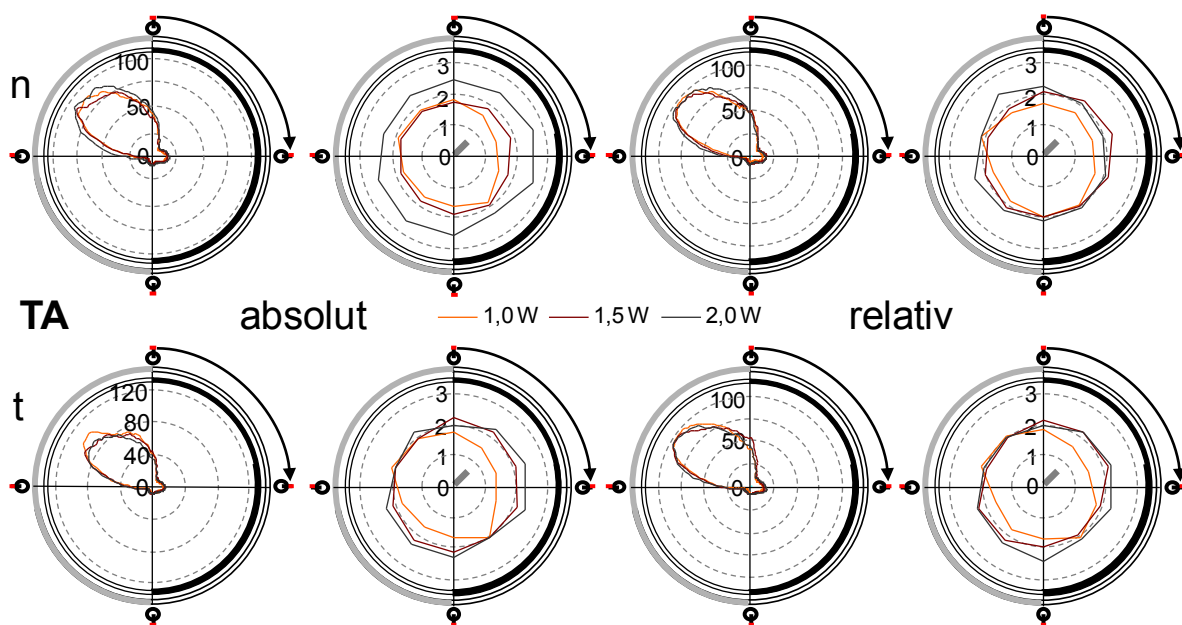


Abbildung 5.23: Darstellung der absoluten (in μV) und relativen (in %) Daten der zeitabhängigen Parameter beider Pedale bei 80 U/min und 1,0, 1,5, und 2,0W/kg KG des Muskels STM. Das 2. und 4. Diagramm jeder Reihe stellt die entsprechende Friedman-Rangzahlen-Statistik mit der KRD (grauer Balken) von 0,61 dar.

Beim Testpedal ist vielmehr punktuell eine klare Rangzahldifferenz zwischen der 1,0 – 1,5 Wattstufe erkennbar. Der Lasteinfluß auf die relativen Werte zeigt kleine Differenzen in der Muskelkoordination während des aufwärtsstrebenden Abschnitts, die jedoch nicht die kritische Rangzahldifferenz überschreitet.



57

Der **PL** reagiert durch die Laststeigerung direkt mit einer Muskelaktivitätszunahme. Die Zunahme im Bereich 1,0 – 1,5W während der Abwärtsbewegung erscheint im Testpedal größer. Hier wird vereinzelt die KRD überschritten. Weiterhin fällt auf, dass die Aktivitätszunahme von 1,5W – 2,0W im Vergleichspedal stärker ausfällt.

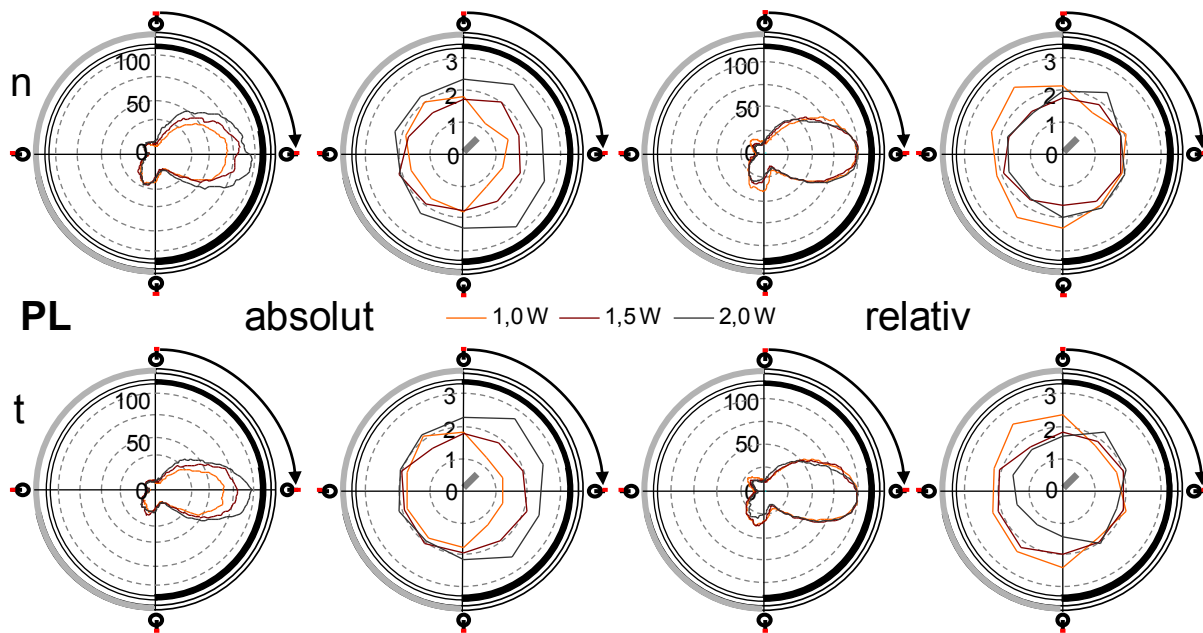


Abbildung 5.25: Darstellung der absoluten (in μV) und relativen (in %) Daten der zeitabhängigen Parameter beider Pedale bei 80 U/min und 1,0, 1,5, und 2,0W/kg KG des Muskels PL. Das 2. und 4. Diagramm jeder Reihe stellt die entsprechende Friedman-Rangzahlen-Statistik mit der KRD (grauer Balken) von 0,61 dar.

Die Aktivitätszunahme des **Gcl** im Bereich 1,0 – 1,5W während der Abwärtsbewegung fällt im Testpedal geringer aus als im Vergleichspedal. Es wird ersichtlich, dass Laststeigerung keine gleichmäßige Zunahme der Aktivität hervorruft, wobei im Pedalvergleich der stetigere Zuwachs an Aktivität im Testpedal erkennbar ist. Die kritische Rangzahldifferenz wird zwischen 1,0W – 1,5W im Testpedal während des beginnenden Abschnitts der Aufwärtsbewegung überschritten. Das Koordinationsmuster unterscheidet sich während der beginnenden Abwärtsbewegung in der 1,0 Wattstufe. Weiterhin ist eine dichtere Überlappung der Muster aller Wattstufen im Testpedal zu sehen.

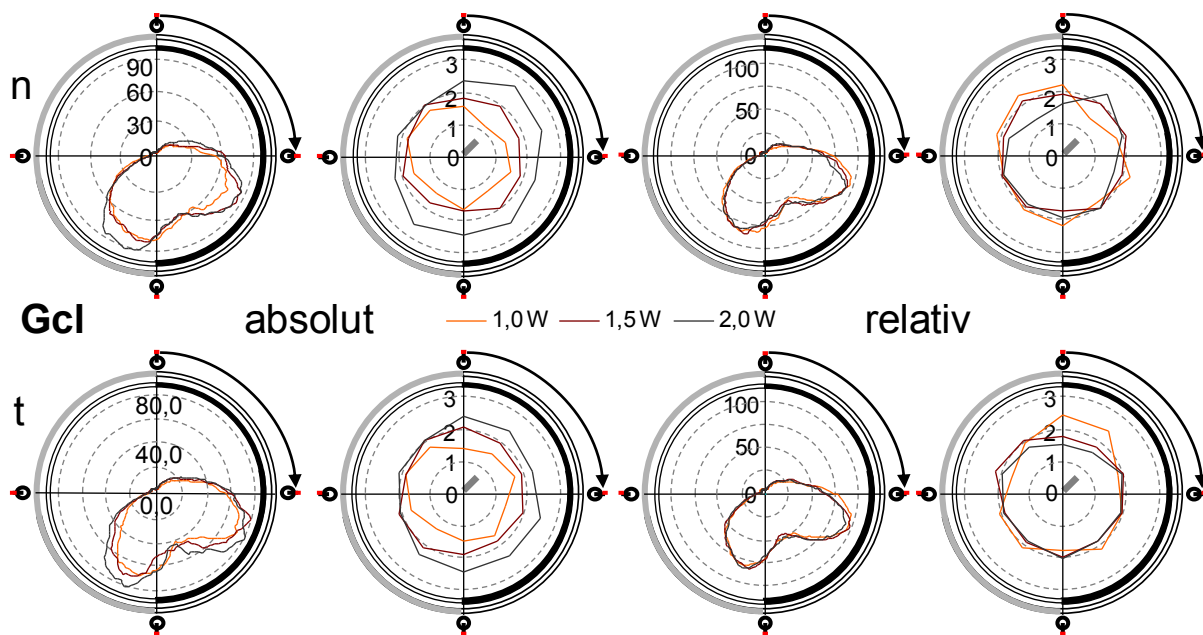


Abbildung 5.26: Darstellung der absoluten (in μV) und relativen (in %) Daten der zeitabhängigen Parameter beider Pedale bei 80 U/min und 1,0, 1,5, und 2,0W/kg KG des Muskels Gcl. Das 2. und 4. Diagramm jeder Reihe stellt die entsprechende Friedman-Rangzahlen-Statistik mit der KRD (grauer Balken) von 0,61 dar.

Der **Gcm** reagiert im Vergleichspedal auf die Lastzunahme 1,5W - 2,0W mit einem Zuwachs an Muskelaktivität, die im Testpedal nicht zu verzeichnen ist. Die KRD wird jedoch während der Amplitudenspitzen in beiden Pedalen nicht überschritten. Nur im beginnenden abwärtsstrebenden Vergleichspedal wird die KRD zwischen 1,5W und 2,0W überschritten.

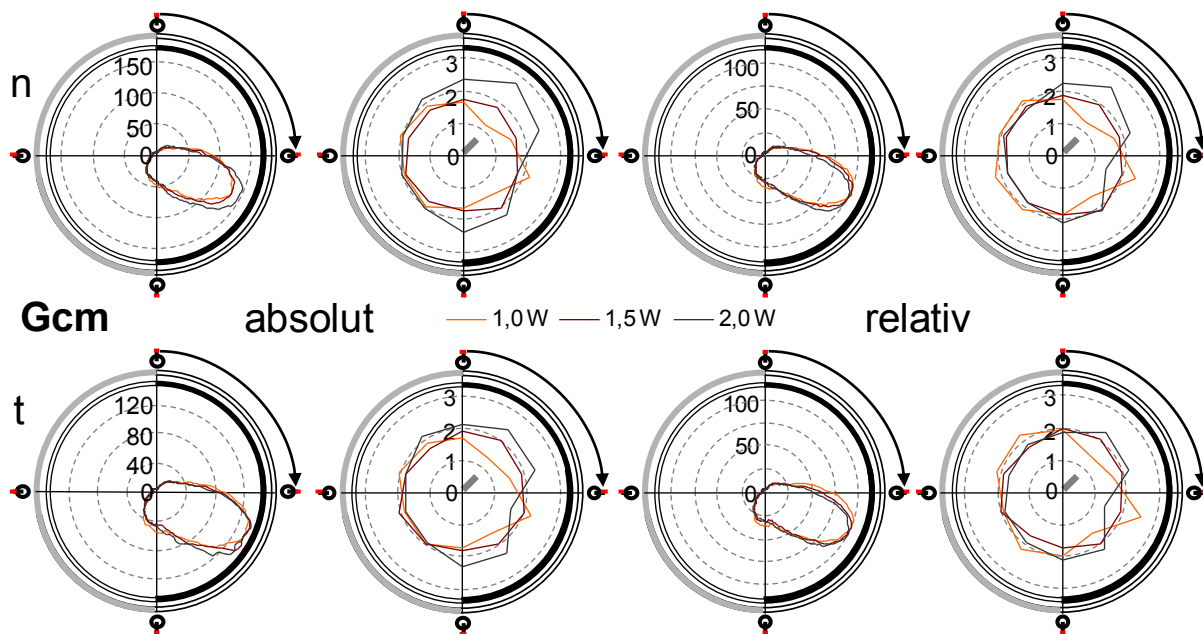


Abbildung 5.27: Darstellung der absoluten (in μV) und relativen (in %) Daten der zeitabhängigen Parameter beider Pedale bei 80 U/min und 1,0, 1,5, und 2,0W/kg KG des Muskels Gcm. Das 2. und 4. Diagramm jeder Reihe stellt die entsprechende Friedman-Rangzahlen-Statistik mit der KRD (grauer Balken) von 0,61 dar.

Die zunehmende Last ruft beim **Sol** keinen starken Zuwachs an Muskelaktivität hervor. Im Pedalvergleich ist ein harmonischeres Amplitudenmaximum im Testpedal zu sehen. Ein leicht verändertes Koordinationsmuster ist zwischen der 1,0 Wattstufe und den höheren Wattstufen zu verzeichnen. Bei 1,0W steigt die Muskelkoordinationsamplitude während der Abwärtsbewegung steiler an und flacht früher ab.

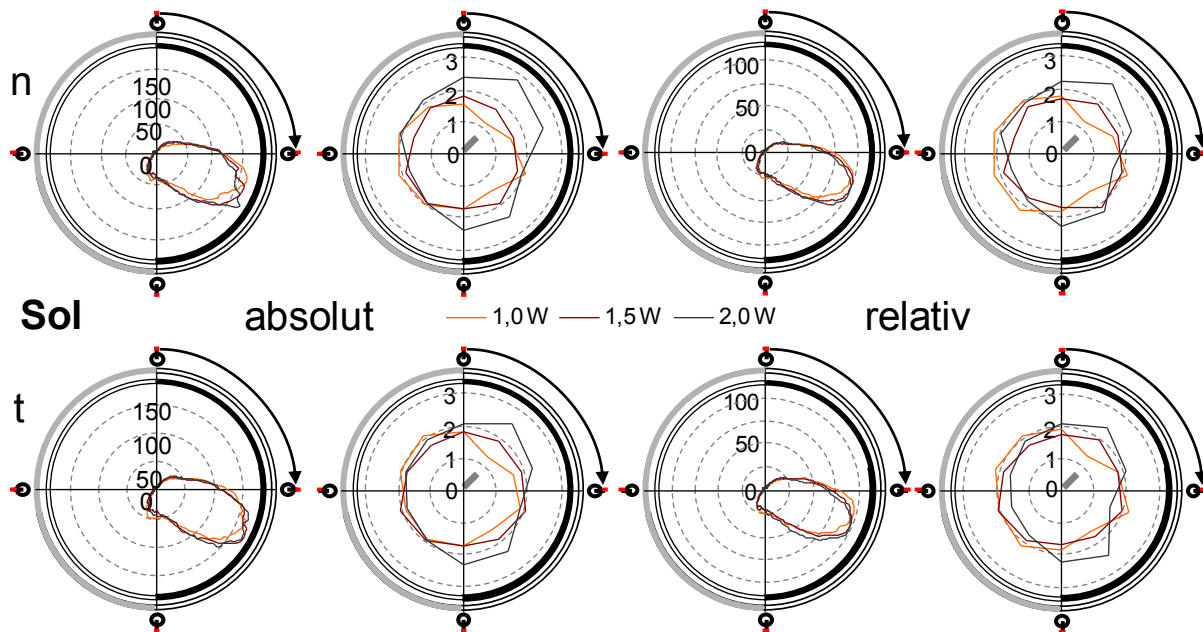


Abbildung 5.28: Darstellung der absoluten (in μV) und relativen (in %) Daten der zeitabhängigen Parameter beider Pedale bei 80 U/min und 1,0, 1,5, und 2,0W/kg KG des Muskels Sol. Das 2. und 4. Diagramm jeder Reihe stellt die entsprechende Friedman-Rangzahlen-Statistik mit der KRD (grauer Balken) von 0,61 dar.

6 Diskussion

6.1 Die Muskelaktivität während der Pedalumdrehung

6.1.1 Die Muskelaktivitätsdauer während der Pedalumdrehung im Pedalvergleich.

Die Aktivität der Bein- und Hüftmuskulatur während des Fahrradfahrens ist in der Vergangenheit in verschiedenen wissenschaftlichen Studien untersucht worden, teils mit unterschiedlichen Ergebnissen in Hinsicht auf Aktivierungszeitpunkt sowie Dauer der Aktivität während der Pedalumdrehung.

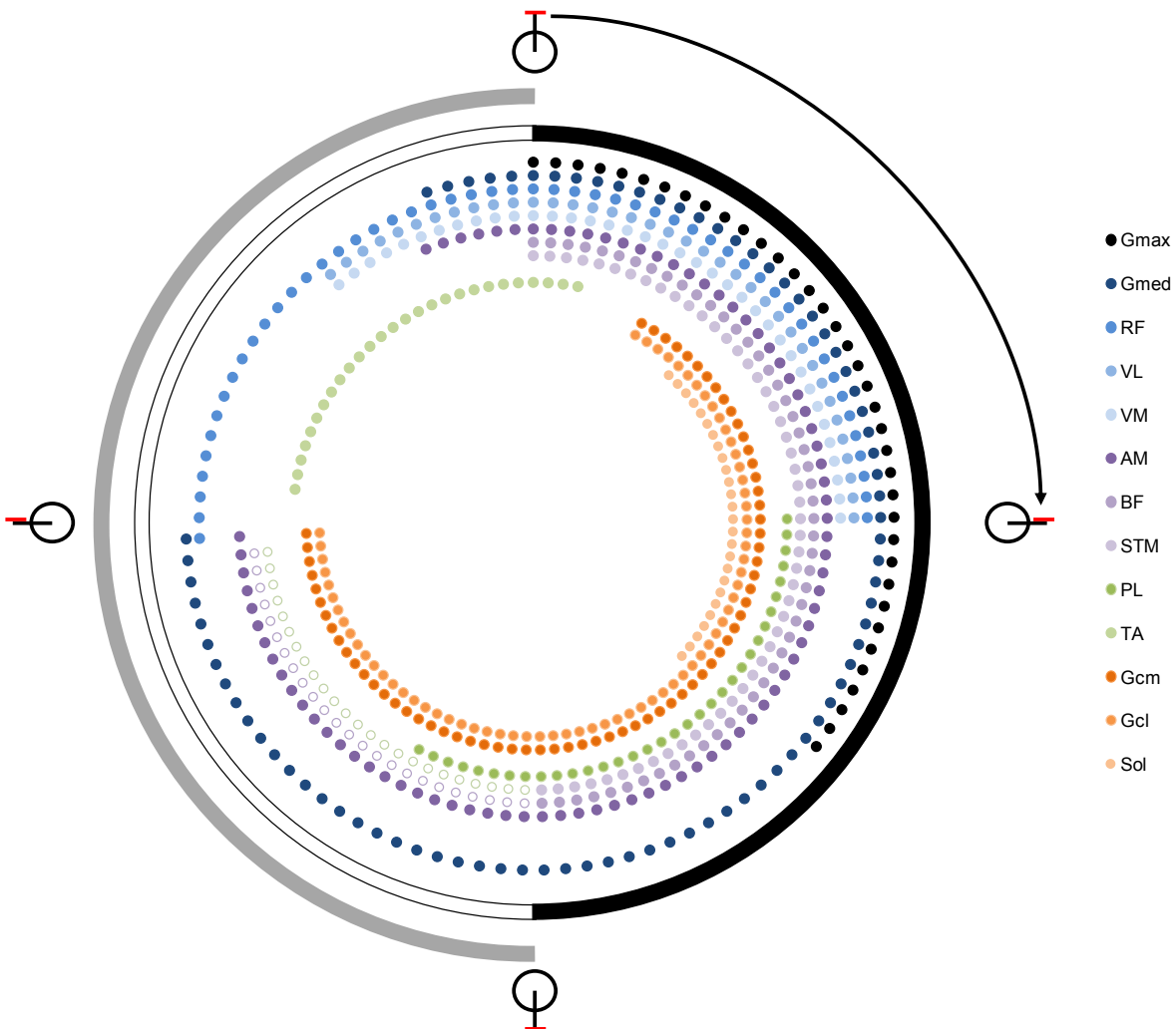


Abbildung 6.1: Darstellung der Muskelaktivitätsdauer einer Pedalumdrehung wie sie in der Literatur (Literaturangaben siehe Text Einleitung) beschrieben wird.

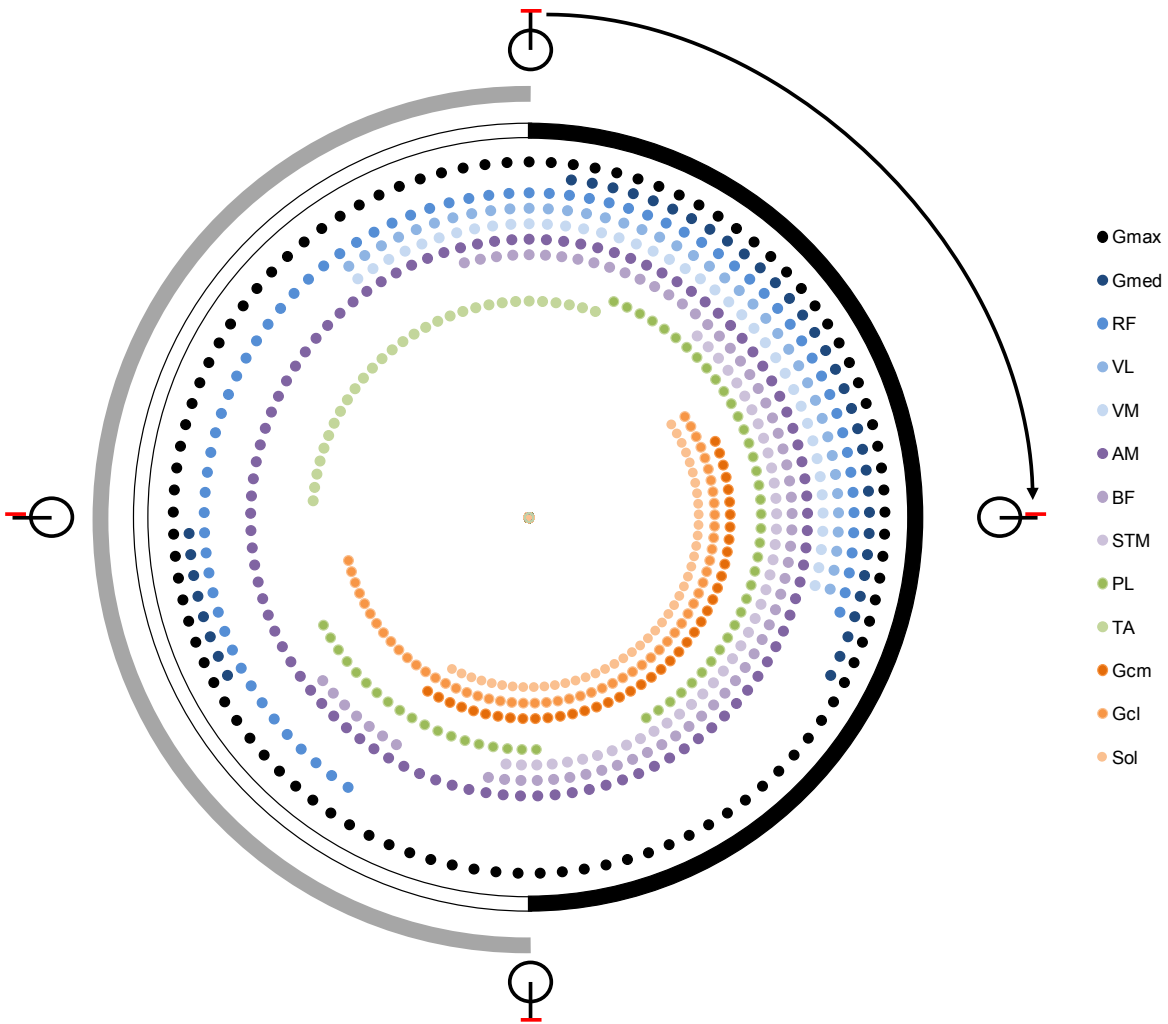


Abbildung 6.2: Darstellung der von uns untersuchten Muskelaktivitätsdauer (Aktivitätsschwelle: 20% vom vorkommenden Maximum) während einer Pedalumdrehung beim Vergleichspedal bei 80 U/min und 1,5W/kg KG.

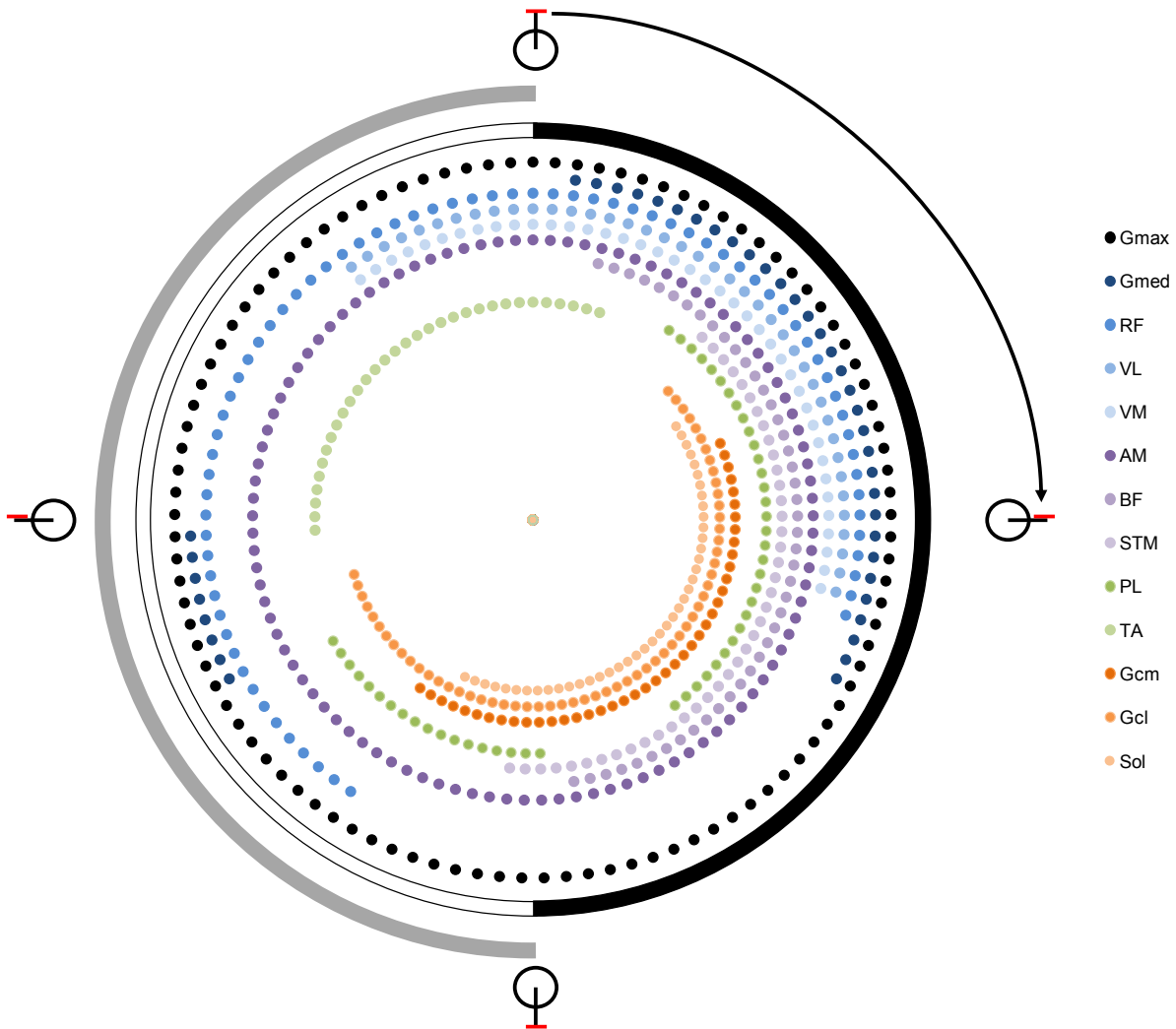


Abbildung 6.3: Darstellung der von uns untersuchten Muskelaktivitätsdauer (Aktivitätsschwelle: 20% vom vorkommenden Maximum) während einer Pedalumdrehung beim Testpedal bei 80 U/min und 1,5W/kg KG.

Um den Aktivitätsbeginn und das Aktivitätssende eines Muskels zu bestimmen wurden in vorhergehenden Untersuchungen zumeist eine prozentuale Schwelle (zwischen 10% und 25%) vom vorkommenden Maximum des einzelnen Muskels während der Pedalumdrehung genutzt. Unsere Schwelle wurde bei 20% definiert. Somit wird jede Aktivität eines Muskels über dieser Schwelle als aktiv betrachtet. Hierin liegt jedoch die Problematik, dass vorhergehende Studien für die prozentuale Schwelle unterschiedliche Werte verwendet haben. Somit ist eine Vergleichbarkeit der Dauer der Muskelaktivität zwischen den einzelnen Studien erschwert und demnach zu relativieren. Zu erwähnen

ist weiterhin, dass diese Ergebnisse als Nebenprodukt dieser Untersuchung zu behandeln sind, jedoch von Interesse für zukünftige Untersuchungen sein könnten.

Unsere Ergebnisse der Aktivität des **Vergleichspedals** stimmen zumeist mit den Ergebnissen überein, die in der Literatur zu finden sind. So agierten die Muskeln **VM**, **VL**, **AM**, **TA** und **Sol** zu den erwarteten Zeitpunkten. Jedoch ließen sich bei den folgenden Muskeln Differenzen zu den Ergebnissen in der Literatur nachweisen.

Die in der Literatur beschriebene Aktivität des **Gmax** von 0° - 130° wurde bestätigt. In diesem Bereich zeigte der Muskel seine größte Aktivität. Jedoch wurde weiterhin eine Grundaktivität während der restlichen Umdrehung ersichtlich. Diese Aktivität von 2 – 3µV (maximal Werte während der Umdrehung - 10µV) war auch während der Aufwärtsbewegung zu finden, in der der Muskel eigentlich keine Funktion als Hüftstrecker ausübt. Verschiedene Ursachen hierzu sind denkbar. Einerseits könnten die erfassten elektrischen Signale von anderer Muskulatur stammen. Andererseits liegt die Auflösungsgrenze des Erfassungssystems bei 1µV/bit; eine Fehldeutung dieser Aktivität ist demnach durchaus möglich. Eine auch durchaus plausible Antwort ist jedoch, dass der Muskel antagonistisierend zum Hüftbeuger **RF** sowie dem **AM** wirkt, die in diesem Abschnitt starke Aktivität haben. Er hat somit eine protektive Wirkung auf das Hüftgelenk und wirkt der Adduktion des **AM** entgegen, um den Oberschenkel zu stabilisieren. Van Ingen Schenau untersuchte einen ähnlichen Zusammenhang des Co-Aktivierens zweier antagonistischer Muskelgruppen (**Vastii** und **BF/STM**) mit der Erkenntnis, dass diese eigentlich unökonomische Muskelaktivität durchaus gerechtfertigt ist, weil sie eine kontrollierte Bewegung von verschiedenen gleichzeitig agierenden Krafrichtungen ermöglicht (van Ingen Schenau et al. 1995, Jacobs et al. 1993).

Dem **RF** wird in der Literatur eine Aktivität über den oberen Umkehrpunkt von 270° - 90° zugeschrieben. Unsere Ergebnisse zeigen, dass der **RF** schon früher (225°) aktiv wird und bis 90° diese Aktivität aufrecht hält. Dorel's Untersuchungen zu diesem Muskel bestätigten diese erweiterte Aktivitätsspanne, jedoch zeigten sich in dessen Ergebnissen Maxima im Bereich 315° sowie 45° (Dorel et al. 2008), bei uns jedoch bereits bei 290° sowie 45°. Dorel's Erkenntnisse zeigten weiterhin, dass die Reproduzierbarkeit der Muskelaktivität aufgrund der zweigelenkigen Anatomie des **RF** relativ gering ist. Eine mögliche Erklärung unserer Ergebnisse liegt in der Probandenselektion. Ein Großteil der bisherigen Studien fand an männlichen Probanden

statt. Unsere Ergebnisse spiegeln die Muskelaktivität von beiden Geschlechtern wider, bei denen der **RF** als einer der einzigen untersuchten Muskeln bei den weiblichen Teilnehmern eine signifikant höhere Aktivität hervorrief. Dieser Effekt ließe sich sicherlich durch eine getrennte Betrachtung der Geschlechter filtern, da sie als Nebenprodukt jedoch interessante Effekte darstellen, werden sie hier angeführt. Eine genauere Betrachtung der Geschlechterunterschiede wird nachfolgend gesondert diskutiert.

Der **BF** und der **STM** zeigen in der zweiten Hälfte der Abwärtsbewegung jeweils ein klares Maximum. In der Literatur herrscht hier eine Uneinigkeit, da verschiedene Untersuchungen auch von einer klaren Aktivität bis weit in den aufwärtsstrebenden Abschnitt berichten (Jorge und Hull 1986, Hug und Dorel 2009, Ryan und Gregor 1992). Der **BF** zeigt in unseren Untersuchungen am Vergleichspedal eine zweite Aktivität im aufstrebenden Abschnitt der Pedalumdrehung und ist zwischen 220°-240° aktiv. Somit können wir diesen Sachverhalt für den **BF** bestätigen. Der **STM** beginnt seine Aktivität später als erwartet und beendet seine Aktivität am unteren Umkehrpunkt. Eine weitere Muskelaktivität, wie sie für den **BF** untersucht wurde, kann somit nicht beschrieben werden.

In der Literatur wird der **PL** mit einer Aktivität von 0° bis ca. 170° beschrieben. Unsere Ergebnisse zeigen ein klares Maximum zwischen 60° und 120° und einer weiteren kleineren Aktivitätszunahme zwischen 180° und 240°. In einer von Chapman durchgeführten Analyse der Muskelaktivität zwischen professionellen und nicht-professionellen Radfahrern wurden teils erhebliche Unterschiede in der Aktivitätsdauer der Muskulatur festgestellt. Für den **PL** decken sich seine Ergebnisse mit unseren hinsichtlich eines zweiten Maximums zwischen 180° und 270° (Chapman et al. 2008). Unser Probandenspektrum rangierte von absoluten Freizeit Radfahrern bis zu semi-professionellen Mountainbikern. Somit decken sich diese Ergebnisse mit Chapman. Der Umstand, dass es im aufwärtsstrebenden Abschnitt zu einer weiteren Aktivitätszunahme kommt, obwohl die Funktion des **PL** als Plantarflexor in diesem Bereich nicht gefordert wird, kann abschließend nicht beantwortet werden. Da, wie schon Anfangs erwähnt, der **PL** zusammen mit dem **TA** die Steigbügelfunktion und damit die Querkwölbung des Fußes aufrechterhält, lässt sich jedoch die konstante Grundaktivität erklären.

6.2 *Veränderte Aktivität der Bein- und Hüftmuskulatur bei der Kniestreckung*

Die Muskelaktivitätsveränderung während der Kniestreckung bei Nutzung des **Testpedals** weist nur vereinzelt nennenswerte Unterschiede zum Vergleichspedal auf.

6.2.1 M. peroneus longus

Der **PL** reagiert mit einem späteren Ansprechen während der Pedalumdrehung. Die Hauptfunktionen dieses Muskels sind die Plantarflexion, die Pronation (Eversion) des Sprunggelenks sowie die damit verbundene Aufrechterhaltung des Fußgewölbes. Hierin liegt die mögliche Erklärung des verzögerten Ansprechens. Durch die aktive laterale Bewegung des Pedals wird der Fuß passiv in eine Eversion gebracht und somit die aktive Eversion durch den Muskel erst später in der Umdrehung genutzt.

6.2.2 M. gastrocnemius

Der **Gcl** sowie **Gcm** wurden oftmals in vorangegangenen Untersuchungen als ein Muskel behandelt, beziehungsweise ausschließlich der **Gcl** untersucht. Unsere Untersuchungen zeigen jedoch, dass es erhebliche Unterschiede der beiden Muskelanteile im Verlauf und der Aktivitätsdauer gibt. Der **Gcl** bildet im Vergleich zum **Gcm** ein zweites Aktivitätsmaximum zwischen 190° und 250°. Beide Muskeln sind Flexoren des Kniegelenks und unterstützen weiterhin bei gebeugtem Knie die Fußgelenkssupination. Die Ansatzpunkte der Muskeln sind die jeweiligen medialen und lateralen Kondylen des Femurs. In ihrem Review schreiben Hug und Dorel, dass der **Gcl** als zweigelenkiger Muskel wahrscheinlich nicht primär als Kraftproduzent während der Pedalumdrehung genutzt wird, sondern vielmehr die bereits bekannte Gelenkstabilisierung sowie eine Richtungsweisung der Kraftproduktion als Funktion beinhaltet (Hug und Dorel 2009). Dies unterstützt die Theorie, dass während der Extension des Kniegelenks bei einer fixierten Fuß-Pedal-Verbindung die physiologische Außenrotation des Unterschenkels gegenüber des Oberschenkels unterdrückt wird und dadurch Kräfte auf das Kniegelenk wirken. Diese werden durch den muskulären Apparat, vornehmlich den des **Gcl**, unterdrückt und abgefangen.

Die Untersuchungen im Pedalvergleich zeigen, dass das Testpedal im **Gcl** eine geringere Aktivität während der Muskelkontraktion hervorruft. Aufgrund der lateralen Auslenkung am Fuß vermindert das Testpedal somit die Lasten, die auf das Knie wirken. Untersuchungen von Boyd und Hull zeigten, dass eine Rotations- sowie Lateralfreiheit am Fuß/Pedalübergang eine signifikant verminderte Valgisierung des Kniegelenks hervorrufen (Boyd et al. 1997). Unsere Untersuchungen der damit verbundenen Muskulatur bekräftigen diese Verknüpfung und die damit gesenkte Krafteinwirkung auf das Kniegelenk.

6.3 Verminderung der Muskelaktivität der Extremitätenmuskulatur von distal nach proximal im Pedalvergleich

Am Oberschenkel weisen vornehmlich die Muskeln **BF**, **VM** und **VL** signifikante Unterschiede auf. Somit sind drei Hauptmuskeln der Vorder- sowie Rückseite des Oberschenkels betroffen, die alle im Testpedal eine höhere Aktivität haben. Hierbei ist jedoch zu bemerken dass es kein verändertes Koordinationsmuster gibt, sondern lediglich eine erhöhte Muskelaktivität, zumeist in den Amplitudenspitzen, vorkommt. Die Hypothese, dass unter Benutzung des Testpedals von distal nach proximal die Muskelaktivität abnimmt, kann somit nicht bestätigt werden. In diesem Bereich der Muskulatur kann also auch nicht von einem optimierten Pedal im Sinne einer Krafteffizienz ausgegangen werden.

6.4 Geschlechterunterschiede beim Fahrradfahren

Unterschiede in der muskulären Anatomie zwischen den Geschlechtern und deren Aktivität bei sportlichem Einsatz sind bislang relativ spärlich untersucht worden. So wurde durch Untersuchungen am **Gcm** festgestellt, dass der Muskelsehnenapparat visko-elastische Unterschiede aufweist, die Leistungsunterschiede zwischen den Geschlechtern teilweise erklären könnten (Kubo et al. 2003). Untersuchungen am M. vastus lateralis zeigten, dass bei Männern signifikant größere Typ-2 Muskelfaser-Areale vorzufinden sind (Miller et al. 1993). Durch weitere Untersuchungen am Fahrradergometer unter Nutzung des sogenannten Wingate-Tests wurde diese größere Muskelmasse in den entsprechenden Muskeln bestätigt, und damit die Erklärung der

höheren Durchschnitts- sowie maximalen Kraftausschöpfung beim Fahrradfahren erklärt (Perez-Gomez et al. 2008).

Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung zeigen, dass die männlichen Probanden bei Nutzung des Vergleichspedals höhere Werte in den Muskeln **Gmed**, **VL** und **Gcl** erzielten. Ob der **Gmed** beim männlichen Geschlecht in seiner Funktion als stabilisierender Muskel stärker beansprucht wird oder seine Funktion als Hüftextensor eine Rolle spielt, kann anhand dieser Studie nicht abschließend beantwortet werden. Die vermehrte Aktivität des **VL** deutet jedoch darauf hin, dass die durch den **VL** verstärkte Kniegelenksstreckung während der Abwärtsbewegung in der Pedalumdrehung durch eine reflektorisch stärkere Hüftextension mit Hilfe des **Gmed** unterstützt wird, um somit einen runden Tritt zu ermöglichen.

Die Ergebnisse zeigen weiterhin, dass die Muskeln **RF** sowie **TA** bei den weiblichen Probanden höhere Werte erzielten. Die höheren **RF** Werte der Frauen sind möglicherweise dadurch zu erklären, dass sie im Geschlechtervergleich eine niedrigere Aktivität im **VL** aufweisen. Somit wird die höhere **RF**-Aktivität für die gleiche Watt und Umdrehungszahl bei der Kniegelenksstreckung notwendig. Jedoch ist der **RF** auch entscheidend bei der Hüftbeugung in der Aufwärtsbewegung der Umdrehung beteiligt. Der **TA** wird in diesem Abschnitt als Dorsalextensor gefordert. Die stärkere Aktivität des **RF** erfordert somit eine höhere Aktivität des **TA**, um den runden Tritt zu ermöglichen.

Im Pedalvergleich der zeitunabhängigen Daten zeigte sich, dass die Geschlechter verschieden auf die Pedalart reagieren. So lassen sich bei den männlichen Probanden vermehrt signifikante Unterschiede zwischen den Pedalen in den Muskeln **Gmed**, **Gcl** sowie **Gcm** feststellen. Dass dieser Einfluss des Testpedals auf die Unterschenkelmuskulatur hauptsächlich Auswirkung auf die männlichen Probanden hat, lässt sich unserer Ansicht nach durch die stärker ausgeprägte Muskulatur erklären. Der Einfluss des Testpedals auf die in der männlichen Gruppe höheren Amplitudenwerte verursacht demnach auch entsprechend signifikante Unterschiede.

Zusammenfassend lässt sich anhand unserer zeitunabhängigen Daten somit die Hypothese bestätigen, dass die bekannten und in vorhergehenden Studien untersuchten anatomischen und physiologischen Unterschiede zwischen den Geschlechtern Auswirkungen auf die Muskelaktivität beim Fahrradfahren haben. In der Muskulatur des

Oberschenkels kommt es zu einer Umverteilung der Beanspruchung, wobei das weibliche Geschlecht eine größere Aktivität des **RF** in Anspruch nimmt. Das männliche Geschlecht kann aufgrund der anatomischen Gegebenheiten die Muskulatur der Vastii sowie Adduktoren besser nutzen. Die deutlichen Unterschiede am Unterschenkel beschränken sich auf die Gastrocnemii, wobei hier auch noch eine größere Abhängigkeit der männlichen Probanden von der Pedalart herrscht.

6.5 Geschwindigkeitseinfluss auf die Muskelaktivität

Die Umdrehungsgeschwindigkeit wird als großer Einflussfaktor auf die Muskelaktivität betrachtet (Faria et al. 2005) und wurde dementsprechend auch schon eingehend untersucht. In Untersuchungen wurde festgestellt, dass, wenn die Muskelaktivität über verschiedene Umdrehungsstufen betrachtet wird, die geringste Aktivität jedes einzelnen Muskels bei unterschiedlichen Umdrehungen auftritt (MacIntosh et al. 2000) und der Einfluss der Umdrehungsgeschwindigkeit unterschiedliche Muskelaktivitätsantworten hervorruft (Neptune et al. 1997).

In den zeitunabhängigen Parametern wird deutlich, dass die Muskeln **Gmed** und **RF** ein klares Minimum bei 80 U/min haben, während der Rest der Oberschenkel- und Hüftmuskulatur scheinbar keine Unterschiede zwischen 60 und 80 U/min aufweisen und erst bei 100 U/min höhere Muskelaktivitäten aufbringen. Die Ergebnisse der Reaktion des **RF** sind teilweise in Studien bestätigt (Sarre et al. 2003), während in anderen Studien kein deutlicher Effekt auf die Muskelaktivität dieses Muskels hervorgehoben wird (Neptune et al. 1997). Es wird deutlich, dass es diesbezüglich Unregelmäßigkeiten, verursacht durch Trainingsgrad, untersuchte Umdrehungsgeschwindigkeit, sowie der für die Untersuchungen jeweiligen konstanten Last, gibt (Hug und Dorel 2009). Über den von uns untersuchten Umdrehungsgeschwindigkeitsanstieg können wir am Unterschenkel den Einfluss auf die Muskulatur mit einer stetig steigenden Muskelaktivität (Neptune et al. 1997) bestätigen. Die Erklärung die Neptune et al. hierfür postuliert, liegt in der Funktion der Muskulatur. Während die Oberschenkelmuskulatur hauptsächlich die Kraft für die Pedalumdrehung aufbringt, ist die Unterschenkelmuskulatur wesentlich für die Kraftübertragung sowie die Stabilisierung der Gelenke während der Umlenkung am unteren Umkehrpunkt zuständig (Raasch et al.

1997, Neptune et al. 1997). Hieraus ergibt sich unserer Meinung nach die größere Abhängigkeit dieser Muskulatur von der Umdrehungsgeschwindigkeit.

Dieser Einfluss ist auch im Testpedal sichtbar. Die zeitunabhängigen Daten zeigen, dass durch Änderung der Umdrehungsgeschwindigkeit die Muskelaktivität beim Testpedal vergleichbar mit der des Vergleichspedals ist.

6.6 Lasteinfluss auf die Muskelaktivität

Bezüglich des Einflusses der Last auf die Muskelaktivität sind in der Literatur im Vergleich zu anderen Parametern relativ wenige Untersuchungen zu finden. Ericson beschrieb, dass ein stetiger Zuwachs der Muskelaktivität mit steigender Last in den Muskeln **Gmax**, **VL**, **VM**, **RF**, **BF**, **STM** sowie **Gcm** zu erwarten ist (Ericson 1986). Mit Ausnahme des **Gcm** bestätigen unsere Ergebnisse diese Erkenntnisse. Aufbauend auf Erkenntnissen von Jorge und Hull beschrieb Hug et al. dass die Muskelaktivität des **Gcm** bei steigender Wattzahl (bis ca. 70% der maximalen aeroben Kraftausschöpfung) relativ konstant bleibt (Jorge und Hull 1986, Hug et al. 2004). Diese Erkenntnis deckt sich mit unseren zeitunabhängigen Ergebnissen und unterstreicht nochmals die primär gelenkstabilisierende Funktion dieses Muskels. Im Pedalvergleich zeichnet sich ein ähnliches Verhalten der Muskulatur bei Nutzung des Testpedals ab. Lediglich der **Gcm** sowie der **TA** werden in der höchsten Wattstufe nicht so stark aktiv, wie es im Vergleichspedal der Fall ist. Dies bekräftigt nochmals, dass unter Nutzung des Testpedals der **Gcm** als Kniegelenkstabilisator unter stärkerer Last weniger beansprucht wird. Der **TA** als Antagonist weist somit eine ebenso geringere Muskelaktivität auf.

6.7 M. gluteus medius

Die Funktion des **Gmed** während des Fahrradfahrens ist in den bisher publizierten Untersuchungen relativ spärlich untersucht worden. Ericson untersuchte unter anderem den Effekt des Fahrradfahrens auf die Muskelaktivität des **Gmed** unter Last- und Umdrehungseinflüssen und stellte fest, dass dessen Aktivität der des **Gmax** sehr ähnlich ist. Seine Schlussfolgerung zur Funktion des **Gmed** war, dass dieser als Hüftextensor, Hüftabduktor sowie Innenrotator während der Pedalumdrehung diene (Ericson et al. 1985, Ericson 1988). Aus der Literatur wird ersichtlich, dass die einzelnen

Funktionen des Muskels auf anatomische Untergruppierungen des **Gmed** zurück zu führen sind (Schünke et al. 2005). Die Elektroden des **Gmed** in unserer Untersuchung waren jedoch mittig über dem Muskelbauch platziert. Somit sind die abgeleiteten Aktivitäten nur für den kompletten Muskel zu beurteilen. Dessen Hauptfunktion während der Fortbewegung liegt in der Hüftabduktion und somit in der Stabilisation der Hüfte bei Wechsel der jeweiligen Extremität zwischen Stand- und Spielbeinphase (Tittel 2003). Die Ähnlichkeit des **Gmed** zum **Gmax** beschränkt sich unseren Ergebnissen nach auf die Aktivitätsdauer während der Pedalumdrehung. Die Aktivitätshöhe sowie der Einfluss von Last und Umdrehungsgeschwindigkeit weist klare Unterschiede zwischen den Muskeln auf. Eine charakteristische Eigenschaft des Muskels war, dass die Umdrehungsgeschwindigkeit im Bereich 80 U/min für die von uns getesteten Umdrehungen die niedrigsten Werte für Vergleichs- sowie Testpedal hervorrief. Ericson beobachtete in einer ähnlichen Untersuchungssituation einen gegenteiligen Effekt – nämlich einen stetigen Zuwachs an Aktivität mit steigender Umdrehungszahl (Ericson 1986). Diese Beobachtung können wir somit nicht bestätigen.

Jedoch sind auch signifikante Unterschiede zwischen den von uns untersuchten Pedalen aufgetreten. Die Aktivität des **Gmed** war während der Benutzung des Testpedals erhöht und zeigte weiterhin ein verändertes Muskelkoordinationsmuster. Die vermehrte Auslenkung des Fußes und die damit verbundene ungewohnte Bewegung im Fußgelenk könnten unserer Ansicht nach eine vermehrte Stabilisation im Hüftgelenk bei den Probanden erfordern. Es ist dabei zu erwähnen, dass die Probanden keine Trainingsphase für das neuartige Testpedal hatten. Ob der beobachtete Effekt der vermehrten Stabilisierung aufgrund des zunächst ungewohnten Bewegungsablaufs hervorgerufen wird, ließe sich durch eine entsprechend lange Trainings- und Eingewöhnungsphase verifizieren.

Die Frage bleibt weiterhin offen, welche Hauptfunktion dieser Muskel während der Pedalumdrehung ausübt. Die Funktion als Hüftextensor ist theoretisch sicherlich denkbar, jedoch anhand unserer Untersuchungsmethode nicht genauer festzustellen. Die Einflüsse des Testpedals in dieser Untersuchung zeigen aber, dass der **Gmed** zur Stabilisierung des Hüftgelenks einen wesentlichen Beitrag leistet.

7 Schlussfolgerung

Die Nutzung von Klick-Pedalen beim sportlichen Fahrradfahren ist eine beliebte und effektive Art der Fortbewegung. Jedoch können Überlastungsreaktionen aufgrund der festen Fuß-Pedal-Verbindung vornehmlich im Bereich des Kniegelenks auftreten, welche mit erheblicher Leistungsminderung und Schmerzen einhergehen können. Unsere Untersuchungen an dem vorgestellten Pedal mit seitlicher Auslenkung im Bereich des Fußballens zeigen, dass die Muskelaktivität im Bereich des Unterschenkels, speziell des **Gcm** eine geringere Amplitude aufweist als in einem Vergleichspedal. Diese Muskulatur dient der Kniestabilisation. Somit kann von einer kniegelenksschonenden Wirkung des Pedals ausgegangen werden, ohne auf eine feste Fuß-Pedal-Verbindung zu verzichten. Weiterhin kommt es unter Einsatz des Testpedals zu einer vermehrten Muskelaktivität im Oberschenkel. Diese Erkenntnisse lassen darauf schließen, dass dieses neuartige Pedal speziell im rehabilitativen Bereich zum Erhalt beziehungsweise der Stärkung der Oberschenkelmuskulatur bei gleichzeitiger Kniegelenksschonung Einsatz finden kann. Allerdings können Habituationseffekte nicht ausgeschlossen werden.

Weiterhin konnten im Ergebnis dieser Studie Unterschiede in der Muskelaktivität sowie Muskelkoordination zwischen den Geschlechtern verifiziert werden. Außerdem werden die Muskelaktivitätszeitpunkte sowie Dauer der einzelnen Muskelaktivitäten während der Pedalumdrehung genauer beschrieben. Diese Erkenntnisse dienen somit als Ergänzung zu bisherigen Untersuchungen und können als Anhaltspunkte für weitere Studien dienen.

- Basmajian J, Luca CD. 1985. *Muscles Alive*. 5. Aufl. Baltimore: Williams and Wilkins.
- Benninghoff A, Drenckhahn D. 2003. *Anatomie*. Jena: Urban & Fischer.
- Boyd TF, Neptune RR, Hull ML. 1997. Pedal and knee loads using a multi-degree-of-freedom pedal platform in cycling. *J Biomech*, 30 (5):505-511.
- Chapman AR, Vicenzino B, Blanch P, Hodges PW. 2007. Leg muscle recruitment during cycling is less developed in triathletes than cyclists despite matched cycling training loads. *Exp Brain Res*, 181 (3):503-518.
- Chapman AR, Vicenzino B, Blanch P, Hodges PW. 2008. Patterns of leg muscle recruitment vary between novice and highly trained cyclists. *J Electromyogr Kinesiol*, 18 (3):359-371.
- Dorel S, Couturier A, Hug F. 2008. Intra-session repeatability of lower limb muscles activation pattern during pedaling. *J Electromyogr Kinesiol*, 18 (5):857-865.
- Eisenblätter M GfK Panel Services analysiert beliebteste Sportarten [Website].
http://www.gfk.com/group/press_information/press_releases/006015/index.de.html.
- Ericson M. 1986. On the biomechanics of cycling. A study of joint and muscle load during exercise on the bicycle ergometer. *Scand J Rehabil Med Suppl*, 16:1-43.
- Ericson MO. 1988. Muscular function during ergometer cycling. *Scand J Rehabil Med*, 20 (1):35-41.
- Ericson MO, Nisell R, Arborelius UP, Ekholm J. 1985. Muscular activity during ergometer cycling. *Scand J Rehabil Med*, 17 (2):53-61.
- Faria EW, Parker DL, Faria IE. 2005. The science of cycling: factors affecting performance - part 2. *Sports Med*, 35 (4):313-337.
- Freeman MA, Pinskerova V. 2005. The movement of the normal tibio-femoral joint. *J Biomech*, 38 (2):197-208.
- Gottschalk F, Kourosh S, Leveau B. 1989. The functional anatomy of tensor fasciae latae and gluteus medius and minimus. *J Anat*, 166:179-189.
- Gressmann M. 2002. *Fahrradphysik und Biomechanik: Technik, Formeln, Gesetze*. 7. Aufl. Kiel: Moby Dick Verlag.
- Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. 2000. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol*, 10 (5):361-374.
- Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman DF, Blok J, Rau G, Disselhorst-Klug C, Hägg G. 1999. European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy, results of the SENIAM project.
- Hirokawa S. 1991. Three-dimensional mathematical model analysis of the patellofemoral joint. *J Biomech*, 24 (8):659-671.
- Hug F, Dorel S. 2009. Electromyographic analysis of pedaling: a review. *J Electromyogr Kinesiol*, 19 (2):182-198.
- Hug F, Bendahan D, Le Fur Y, Cozzone PJ, Grelot L. 2004. Heterogeneity of muscle recruitment pattern during pedaling in professional road cyclists: a magnetic resonance imaging and electromyography study. *Eur J Appl Physiol*, 92 (3):334-342.
- Jacobs R, Bobbert MF, van Ingen Schenau GJ. 1993. Function of mono- and biarticular muscles in running. *Med Sci Sports Exerc*, 25 (10):1163-1173.
- Jorge M, Hull ML. 1986. Analysis of EMG measurements during bicycle pedalling. *J Biomech*, 19 (9):683-694.
- Konrad P. 2005. *EMG - Fiebel, eine praxisorientierte Einführung in die kinesiologicalische Elektromyographie*. . Köln: Velamed.

- Korn EL, J.F. T, L.M. M, R. S, . 2004. Controlling the number of false discoveries: application to high-dimensional genomic data. *Journal of Statistical Planning and Inference*, 124 ((2)):379-398.
- Kubo K, Kanehisa H, Fukunaga T. 2003. Gender differences in the viscoelastic properties of tendon structures. *Eur J Appl Physiol*, 88 (6):520-526.
- Lawrence JH, De Luca CJ. 1983. Myoelectric signal versus force relationship in different human muscles. *J Appl Physiol*, 54 (6):1653-1659.
- Luca CD, Knaflitz M. 1992. *Surface Electromyography: What's New?* Turin: C.L.U.T.
- MacIntosh BR, Neptune RR, Horton JF. 2000. Cadence, power, and muscle activation in cycle ergometry. *Med Sci Sports Exerc*, 32 (7):1281-1287.
- Marshall P, Murphy B. 2003. The validity and reliability of surface EMG to assess the neuromuscular response of the abdominal muscles to rapid limb movement. *J Electromyogr Kinesiol*, 13 (5):477-489.
- Miller AE, MacDougall JD, Tarnopolsky MA, Sale DG. 1993. Gender differences in strength and muscle fiber characteristics. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 66 (3):254-262.
- Moll K, Moll M. 2002. *Anatomie*. 17 Aufl. München, Jena: Urban & Fischer.
- Mornieux G, Gollhofer A, Stapelfeldt B. 2010. Muscle Coordination while Pulling up During Cycling. *Int J Sports Med*, (31):843-846.
- Neptune RR, Kautz SA, Hull ML. 1997. The effect of pedaling rate on coordination in cycling. *J Biomech*, 30 (10):1051-1058.
- Perez-Gomez J, Rodriguez GV, Ara I, Olmedillas H, Chavarren J, Gonzalez-Henriquez JJ, Dorado C, Calbet JA. 2008. Role of muscle mass on sprint performance: gender differences? *Eur J Appl Physiol*, 102 (6):685-694.
- Pruitt AL. 1988. The Cyclist's knee: Anatomical and biomechanical considerations. *Human Kinetics*:17-24.
- Raasch CC, Zajac FE, Ma B, Levine WS. 1997. Muscle coordination of maximum-speed pedaling. *J Biomech*, 30 (6):595-602.
- Ryan MM, Gregor RJ. 1992. EMG profiles of lower extremity muscles during cycling at constant workload and cadence. *J Electromyogr Kinesiol*, 2 (2):69-80.
- Sarre G, Lepers R, Maffiuletti N, Millet G, Martin A. 2003. Influence of cycling cadence on neuromuscular activity of the knee extensors in humans. *Eur J Appl Physiol*, 88 (4-5):476-479.
- Schmidt A. 2007. *Das große Buch vom Radsport*. Aachen: Meyer & Meyer Verlag.
- Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker K. 2005. *Prometheus: LernAtlas der Anatomie*. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag.
- Solomonow M, Baratta R, Zhou BH, D'Ambrosia R. 1988. Electromyogram coactivation patterns of the elbow antagonist muscles during slow isokinetic movement. *Exp Neurol*, 100 (3):470-477.
- Tillmann B, Hrsg. 1998. *Anatomie des Menschen*. New York: Thieme.
- Tittel K. 2003. *Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen*. 14., völlig überarb. und erw. Aufl. München [u.a.]: Urban & Fischer.
- van Ingen Schenau GJ, Dorssers WM, Welter TG, Beelen A, de Groot G, Jacobs R. 1995. The control of mono-articular muscles in multijoint leg extensions in man. *J Physiol*, 484 (Pt 1):247-254.
- Watanabe K, Katayama K, Ishida K, Akima H. 2009. Electromyographic analysis of hip adductor muscles during incremental fatiguing pedaling exercise. *Eur J Appl Physiol*, 106 (6):815-825.

8 Anhang

8.1 *Ehrenwörtliche Erklärung*

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität bekannt ist,

ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,

mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben: PD Dr. med. Christoph Anders,

die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,

dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe

und dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Jena, 15.03.2013

Moritz Benjamin Rau